

Elektromyographische Analyse der Halsmuskulatur bei einer simulierten Heckkollision

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae (Dr. med.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

von Andrea Margarethe Raven

geboren am 20.11.1987 in Bonn

Gutachter

1. Prof. Dr. Orlando Guntinas-Lichius, Jena
2. PD Dr. Christoph Anders, Jena
3. Prof. Dr. Dirk Beutner, Köln

Tag der öffentlichen Verteidigung: 03.02.2015

Abkürzungsverzeichnis

μ	Mikro
Abb.	Abbildung
A/D	Analog- Digital
ADAC	Allgemeiner Deutscher Automobilclub
BMI	engl.: body mass index
bzw.	beziehungsweise
C 1-7	Halswirbelkörper
ca.	circa
cm	Zentimeter
EKG	Elektrokardiogramm
EMG	Elektromyografie
ErcSpC	Musculus erector spinae cervicale
etc.	et cetera
g	Gravitationsbeschleunigung
h	Höhe
HFD	Hautfaltendicke
HWS	Halswirbelsäule
Hz	Hertz
ICD 10	engl.: International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems
Kg	Kilogramm
km/h	Kilometer pro Stunde
L	links
m	Masse
M.	Musculus
Max	Maximum
mm	Millimeter
Mrd.	Milliarde
m/s	Meter pro Sekunde
ms	Millisekunde
MUAP	engl.: Motor Unit Action Potential

mV	Millivolt
N	Newton
NEMG	Nadel-Elektromyografie
OEMG	Oberflächen-Elektromyografie
Pkw	Personenkraftwagen
PMHS	engl.: Post Mortem Human Subjects
QTF	engl.: Quebec Task Force
R	rechts
rms	engl.: root mean square
s	Sekunde
SD	Schwellenüberschreitung
SENIAM	engl.: Surface Electromyography for the Non Invasive Assessment of Muscles
Sit	Situation
splCap	Musculus splenius capitis
SPSS	engl.: Statistical Package of the Social Sciences
sterCl	Musculus sternocleidomastoideus
stThyr	Musculus sternothyroideus
trpDsc	Musculus trapezius descendens
trpTrn	Musculus trapezius transversus
v	Geschwindigkeit
V	Volt
z.B.	zum Beispiel

Inhaltsverzeichnis

1 Zusammenfassung	1
2 Einleitung.....	3
2.1 Beschleunigungstrauma	3
2.1.1 Definition und Klassifikation	3
2.1.2 Historie.....	5
2.1.3 Epidemiologie	7
2.1.4 Pathogenese	7
2.1.5 Behandlung	8
2.1.6 Klinische Forschung zum Beschleunigungstrauma	9
2.2 Elektromyografie	11
2.2.1 Definition	11
2.2.2 Entstehung des EMG-Signals	12
3 Ziele der Arbeit	14
4 Probanden und Methodik	15
4.1 Probandenkollektiv.....	15
4.2 Untersuchung	15
4.2.1 Untersuchungsvorbereitung.....	16
4.2.2 Anthropometrische Vermessung.....	16
4.2.3 EMG-Erfassung.....	18
4.2.4 EMG-Analyse bei isometrischen Kontraktionen	19
4.2.5 EMG-Analyse während der Heckkollision.....	21
4.3 Hochgeschwindigkeitskamera	25
4.4 Datenverarbeitung	25
4.4.1 EMG-Analyse bei isometrischen Kontraktionen	28
4.4.2 EMG-Analyse während der Heckkollision	29
4.4.3 Reflexdetektion	31
4.5 Statistik	32
4.5.1 EMG-Analyse bei isometrischen Kontraktionen	32
4.5.2 EMG-Analyse während der Heckkollision.....	32
4.5.3 Korrelationen	33

4.5.4 Heckkollision ohne und mit Vorwarnung	33
5 Ergebnisse	34
5.1 Anthropometrische Daten.....	34
5.2 Elektromyographische Ergebnisse bei isometrischen Kontraktionen.....	35
5.2.1 Subjektive Kraftmessung	36
5.2.2 Kraftwerte und EMG-Aktivität der einzelnen Muskeln	37
5.2.3 EMG-Aktivität bei isometrischen Kontraktionen	39
5.3 Elektromyographische Ergebnisse während der Heckkollision.....	43
5.3.1 Reflexdetektion	43
5.3.2 Reflexzeiten.....	44
5.3.3 Rangfolge der Reflexe	44
5.3.4 Integrale	47
5.4 Korrelationen	47
5.4.1 Reflexzeiten.....	47
5.4.2 Integrale	48
5.5 Elektromyographische Ergebnisse bei Heckkollision ohne und mit Vorwarnung.....	49
5.5.1 Reflexdetektion	49
5.5.2 Reflexzeiten.....	50
5.5.3 Integrale	54
5.6 Zusammenfassung der Ergebnisse	57
6 Diskussion.....	58
6.1 Methodenkritik.....	58
6.1.1 Studiendesign.....	60
6.1.2 EMG.....	61
6.1.3 Reflexdetektion	61
6.2 Anthropometrische Daten.....	62
6.3 EMG-Analyse bei isometrischen Kontraktionen.....	63
6.3.1 Subjektive Kraftmessung	63
6.3.2 Kraftwerte und EMG-Aktivität der einzelnen Muskeln	64
6.3.3 EMG-Aktivität bei verschiedenen isometrischen Kontraktionen	66
6.4 EMG-Analyse während der Heckkollision	67
6.4.1 Reflexzeiten.....	67

6.4.2 Rangfolge der Reflexe	71
6.4.3 Integrale	72
6.5 Korrelationen	73
6.5.1 Reflexzeiten	73
6.5.2 Integrale	75
6.6 EMG-Analyse bei Heckkollision ohne und mit Vorwarnung	76
6.6.1 Reflexdetektion	76
6.6.2 Reflexzeiten	78
6.6.3 Integrale	80
6.6.4 Hochgeschwindigkeitskamera	82
7 Schlussfolgerung	83
8 Literatur- und Quellenverzeichnis	84
9 Anhang	91
9.1 Messprotokoll Anthropometrie	91
9.2 Messprotokoll EMG-Messung bei isometrischen Kontraktionen	92
9.3 Messprotokoll EMG-Messung während der Heckkollision	92
9.4 Tabellen Reflexzeiten	93
9.5 Tabellen Integrale	95
9.6 Lebenslauf	97
9.7 Danksagung	99
9.8 Ehrenwörtliche Erklärung	100

1 Zusammenfassung

Das Beschleunigungstrauma (engl. whiplash injury) durch Auffahrunfälle ist ein häufiges Verletzungsmuster, das zur Chronifizierung führen kann. Daher ist das Krankheitsbild nicht nur aus medizinischer Sicht relevant, sondern auch wegen seiner sozioökonomischen Bedeutung. Prävention und Vermeidung von Beschleunigungstraumata haben insoweit in den letzten Jahren eine wachsende Bedeutung erhalten und sind Gegenstand klinisch-experimenteller Forschung.

Nicht untersucht wurde bei simulierten Auffahrunfällen, ob es anthropometrische Parameter der Halsmuskulatur oder andere individuelle Parameter gibt, welche die elektromyografische (EMG) Antwort der Halsmuskulatur bei einer Beschleunigung direkt beeinflussen können. Daraus ergab sich die Fragestellung der vorliegenden Arbeit: Gibt es individuelle Parameter, die die EMG-Antwort der Halsmuskulatur bei einer simulierten Heckkollision beeinflussen? Die EMG-Antwort beinhaltet hierbei den Ausschlag des EMG's während der simulierten Heckkollision und den Beginn der Muskelaktivität, die als Reflexzeit definiert wird. Ziel war es festzustellen, ob es anthropometrische Faktoren oder muskuläre Eigenschaften wie die Muskelkraft gibt, welche prädiktiven Wert für das zu erwartende Trauma haben können. Außerdem wurde untersucht, ob es noch andere Einflussfaktoren auf das zu erwartende Trauma gibt und ob diese Faktoren einen Einfluss auf die Kopfauslenkung beim simulierten Aufprall haben.

32 gesunde männliche Probanden im Alter zwischen 20 und 29 Jahren wurden untersucht. Vor der eigentlichen Messung wurden die Probanden anthropometrisch vermessen und die Maximalkraft Ihrer Halsmuskulatur in Flexion und Extension bestimmt. Anschließend wurden die Probanden auf einer Parallelschaukel platziert, die mit einem Pkw-Sitz ausgestattet war. Für den Aufprall wurde ein Holzbalken verwendet, der bei einer Auslenkung der Schaukel von 30° angehoben wurde. Dies entspricht einer Geschwindigkeit von 2 km/h. Der bevorstehende Aufprall wurde dem Probanden beim ersten Testdurchlauf vorher nicht angekündigt und kam daher für ihn unerwartet. In den weiteren Settings erwartete der Proband den Aufprall, dabei gab es Versuche mit und ohne Vorwarnung und zusätzlich eine Vorwarnung, in welcher der Proband seine Muskeln aktiv kontrahieren sollte, um den

Aufprall abzufangen. Insgesamt wurden vier Messungen pro Proband durchgeführt. Die Muskelaktivität von sechs Hals- und Schultermuskeln wurde auf beiden Seiten mit Oberflächen Elektroden mit einem Interelektrodenabstand von 2,5 cm berechnet. Zusätzlich wurden drei Beschleunigungssensoren verwendet. Der wichtigste Sensor befand sich an der Schaukel und detektierte den genauen Aufprall. Die anderen Sensoren wurden zum einen auf dem Scheitel und zum anderen am Sternum des Probanden befestigt. Außerdem wurde der Aufprall mittels einer Hochgeschwindigkeitskamera aufgezeichnet.

Es konnte gezeigt werden, dass ein Zusammenhang zwischen der Reflexzeit der vorderen Halsmuskulatur und der Kraft dieser Muskelgruppe besteht ($r=-0,75$; $r^2=0,57$). Außerdem stellt sich die Nackenlänge als ein weiterer individueller Einflussparameter auf die Reflexzeit dar ($r=-0,67$; $r^2=0,45$). So stellen eine größere Muskelkraft der vorderen Halsmuskulatur und eine große Nackenlänge protektive Faktoren bei einer Heckkollision dar. Als ein weiterer Einflussfaktor auf das EMG während einer Kollision zeigt sich die Vorwarnung. So sind die Reflexzeiten der Probanden kürzer ($p=0,004$) und der Muskelaufwand geringer ($p=0,01$), wenn bekannt war, dass es zu einem Aufprall kommen wird oder wenn die Probanden aktiv vorgewarnt wurden. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bestätigen die Wichtigkeit der Weiterentwicklung und Verwendung von Frühwarnsystemen in Pkws, da mit solchen Warnsystemen Insassen vor einer drohenden Kollision gewarnt werden können und die Vorwarnung die Kopfauslenkung begrenzt.

Weitere experimentelle Studien sind notwendig, um zu klären, ob die Kopfauslenkung abnimmt aufgrund der verkürzten Reflexzeiten, der besseren Vorbereitung und Anpassung der Muskulatur oder aufgrund eines erhöhten Grundtonus.

Als präventive Maßnahme wäre zudem ein gezieltes Krafttraining der vorderen Halsmuskulatur denkbar. In weiterführenden Studien muss daher geprüft werden, ob der Effekt eines solchen Krafttrainings als solche Maßnahme tatsächlich geeignet ist.

2 Einleitung

"Es ist mir wie aus dem Nichts in den Nacken geschossen. Es war sehr schmerzhaft.

Daraufhin habe ich das Training beendet"

sagte Felix Neureuther, der 29-Jährige Olympiateilnehmer in Sotschi 2014. Er zählte zu den deutschen Medaillen-Hoffnungen im Riesenslalom und Slalom bei den Winterspielen in Russland. Allerdings hatte er kurz vor seinem Abflug zur Olympiade einen Autounfall und erlitt dabei ein Beschleunigungstrauma. Einige Tage vor dem Wettkampf plagten ihn weiterhin starke Nackenschmerzen und Schwindel (Schlammerl 2014). Felix Neureuther hatte noch einmal Glück und konnte fünf Tage nach seinem Unfall am Wettkampf zu mindestens teilnehmen. Ca. 14.000 Patienten in Deutschland haben jedoch weniger Glück und müssen mit der Diagnose Beschleunigungstrauma pro Jahr ins Krankenhaus (Gesundheitsberichterstattung 2013).

In Deutschland werden jährlich bei den Versicherern ca. 25.000 Ansprüche wegen eines Beschleunigungstraumas gestellt. Die Kosten belaufen sich dabei auf geschätzte 1 Mrd. Euro, wobei der Hauptteil für Verfahrenskosten, Schmerzensgeld, Verdienstaufschlag und vor allem Behandlungskosten ausgegeben wird (Krämer J et al. 2006). In der Europäischen Union belaufen sich die geschätzten jährlichen Kosten auf bis zu 10 Mrd. Euro (Otte 2009).

2.1 Beschleunigungstrauma

Im folgenden Abschnitt werden zunächst das Krankheitsbild des Beschleunigungstraumas und seine Klassifikationen dargelegt. Ferner werden die Geschichte des Beschleunigungstraumas, die heutige Epidemiologie, der Entstehungsmechanismus, die Behandlung und die derzeitige Forschung kurz erläutert. Als häufigste Ursache für das Beschleunigungstrauma gilt die Heckkollision bei Auffahrunfällen. Daher liegt das Augenmerk der vorliegenden Arbeit auf diesem Unfallmechanismus.

2.1.1 Definition und Klassifikation

Als Beschleunigungstrauma der Halswirbelsäule (HWS) wird eine plötzliche Überstreckung der HWS mit nachfolgendem Nachvorneschleudern bei Auffahrunfällen bezeichnet. Hierbei kann es auch zu Verletzungen der Halswirbelsäule kommen. Als Synonyme sind auch der

veraltete Begriff HWS-Schleudertrauma, „*whiplash injury*“ und Peitschenschlagphänomen verbreitet (Reuter 2005).

Die klinische Klassifikation bei Beschleunigungstraumata richtet sich international nach der Quebec Task Force [QTF] aus Kanada (Spitzer et al. 1995) und ist in Tabelle 2.1 zusammengefasst.

Tabelle 2.1
Klassifikation des HWS- Beschleunigungstraumas nach der Quebec Task Force.

Stadium	Klinik
QTF 0	Keine HWS-Beschwerden, keine objektivierbaren Ausfälle
QTF 1	Nur HWS-Beschwerden in Form von Schmerzen, Steifigkeitsgefühl oder Überempfindlichkeit, keine objektivierbaren Ausfälle
QTF 2	HWS-Beschwerden wie unter 1 und muskuloskeletale Befunde (z.B. Bewegungseinschränkung, palpatorische Überempfindlichkeit)
QTF 3	HWS-Beschwerden wie unter 1 und neurologische Befunde (abgeschwächte oder aufgehobene Muskeleigenreflexe, Paresen, sensible Defizite)
QTF 4	HWS-Beschwerden wie unter 1 und HWS-Fraktur oder -dislokation

Eine andere Einteilung erfolgt nach Erdmann (Keidel 1998), diese ist unbedeutender, aber im deutschsprachigen Raum noch gebräuchlich (Tabelle 2.2).

Tabelle 2.2
Klassifikation des HWS- Beschleunigungstraumas nach Erdmann.

Grad	Klinik
Grad I	HWS-Distorsion ohne neurologische Ausfälle, Unauffälliger Röntgenbefund, beschwerdefreies Intervall > 1 Stunde
Grad II	Gelenkkapselrisse, Muskelzerrungen, retropharyngeales Hämatom, Beschwerdefreies Intervall < 1 Stunde
Grad III	Frakturen, Luxationen, isolierter Bandscheibenriss, Bandrupturen, neurologische Defizite, Röntgen: Abnorme Aufklappbarkeit, Fehlstellung, Kein beschwerdefreies Intervall

Desweiteren können Symptome wie Hörstörungen, Tinnitus, Schwindel, Kopfschmerzen, schmerzhaftes Schluckstörungen, Gedächtnisbeeinträchtigungen, Schmerzen in den Kau- und Kiefergelenken auftreten (Spitzer et al. 1995).

Das Krankheitsbild ist sehr vielfältig. Es kann zu Stauchung, Dehnung oder Kontinuitätsdurchtrennung der Weichteile, sowie Ödembildung oder Einblutungen kommen. In schweren Fällen sind auch Frakturen oder schwere Weichteilverletzungen möglich. Auch der psychische Aspekt einer solchen Verletzung muss angeführt werden. Viele Patienten klagen noch lange über Beschwerden, obwohl dafür kein somatischer Anhalt gefunden werden kann. Die Beschwerden, insbesondere Schmerzen, neigen zur Chronifizierung und die Patienten können somit zu chronischen Schmerzpatienten werden. Es können kognitive Symptome auftreten, obwohl Verletzungen des Gehirns unüblich für das Beschleunigungstrauma sind (Castro et al. 2001, Alexander 2003, Richter et al. 2004).

Als Risikofaktoren für eine Chronifizierung konnten in mehreren Studien einige Faktoren identifiziert werden: weibliches Geschlecht, hohes Lebensalter, hohe Initiale Schmerzstärke, ausstrahlende Taubheit, sowie psychologische Faktoren, wie Depression, chronisches Schmerzsyndrom, Somatisierungsstörungen, Ängste und Kompensationswünsche (Suisa et al. 2001, Scholten-Peeters et al. 2003).

2.1.2 Historie

Als erster beschrieb der Chirurg und englische Leibarzt von Königin Victoria, John Eric Erichsen, im 19. Jahrhundert während einer Vorlesungsreihe über „*railway and other injuries of the nervous system*“ die Diagnose „*railway spine*“ (engl. Eisenbahnkrankheit) (Erichsen 1867). Hierbei ging es um das typische Rückenleiden bei Patienten nach Eisenbahnunfällen, welche mit dem Rückenleiden, die mit dem heutigen Begriff Beschleunigungstrauma erfasst werden, sehr ähnlich ist.

Der Begriff „*whiplash*“ (engl.: Peitschenriemen) wurde erstmals 1928 von Harold Crowe auf einer Konferenz eingeführt. In einer medizinischen Publikation wurde es 1945 von ihm zum ersten Mal erwähnt. Damals war die wissenschaftliche Erforschung jedoch noch sehr gering (Ferrari 2003). Der Begriff wurde von Gay und Abbott 1953 gründlicher erörtert und als „*whiplash-injury*“ charakterisiert (Gay und Abbott 1953). Das deutsche Synonym „Schleudertrauma“ wurde 1957 von Vollmar eingeführt (Vollmar 1957). Heutzutage spricht man jedoch von einem Beschleunigungstrauma, da dies den Verletzungsmechanismus von einer plötzlichen Beschleunigung des Kopfes mit Vor- und Rückschleuderbewegung passender bezeichnet.

In den 70er Jahren erhöhte sich das Verkehrsaufkommen immer weiter. Im Jahr 1955 waren noch 1.747.555 Personenkraftwagen (Pkws) gemeldet, diese Zahl stieg in den 70er Jahren rapide an. So waren 1975 bereits 17.898.422 Pkws gemeldet (Bundesamt 2013). Durch das erhöhte Verkehrsaufkommen kam es auch zu immer mehr Verkehrstoten. Die Statistik erreichte 1970 ihr Maximum mit 19.193 Toten (Bundesamt 2014).

Durch das erhöhte Verkehrsaufkommen und die hohe Zahl von Verkehrstoten wurde die Frage nach Sicherheitsmaßnahmen immer größer. Dabei spielen vor allem der Sicherheitsgurt und die Kopfstützen eine große Rolle.

Das erste Patent für Kopfstützen in Automobilen geht auf den Amerikaner Benjamin Katz 1921 zurück (Katz 1921). Macnab erforschte 1964 mit Hilfe von narkotisierten Primaten, dass es nach Beschleunigungsversuchen vermehrt zu ventralen Verletzungen der HWS kam. Daraus folgerte er, dass die Hyperextension des Kopfes während des Aufpralls Ursache für die Verletzungen sein muss (Macnab 1964). Anhand dieser Studie kam es 1969 zu einer Pflichteinführung von Kopfstützen in Pkws in Amerika. In Europa wurden diese in den 70er Jahren zur Pflicht.

Seit 1974 besteht zusätzlich eine Einbaupflicht von Sicherheitsgurten in Pkws. Erst zwei Jahre später wurde die nicht strafbewährte Anschnallpflicht eingeführt. Anfänglich bestand großer Widerstand gegen den Sicherheitsgurt und erst 1984 wurde zusätzlich ein Bußgeld für das Nichtanschnallen eingeführt. Durch die Einführung des Sicherheitsgurtes konnte die Gefahr von tödlichen Verletzungen um mindestens 50 % verringert werden. Außerdem konnten andere schwerwiegende Verletzungen vermieden werden. So konnten 75 % der Kopfverletzungen verhindert werden (Schuh 2011). Laut dem Allgemeinen Deutschen Automobilclub (ADAC) wurde „Der Sicherheitsgurt, welcher 1958 von Nils Bohlin patentiert wurde, 1985 vom Deutschen Patentamt als eine der acht Erfindungen ausgewählt, die der Menschheit den größten Nutzen in den letzten 100 Jahren brachte“ (Wolfram 2010).

Eine weitere Sicherheitsmaßnahme war die Einführung des Airbags zu Beginn der 90er Jahre. Er reduzierte schwere bis tödliche Verletzungen bei Fahrer und Beifahrer um bis zu 20%. Allerdings gilt dies nur für Frontalkollisionen, da er die Vorwärtsbewegung der Insassen abfängt (Klanner et al. 2004). In der vorliegenden Untersuchung wird jedoch der Auffahrunfall untersucht.

2.1.3 Epidemiologie

Trotz der Einführung von Sicherheitsmaßnahmen und einer Abnahme der Verkehrsunfälle ereignen sich aber weiterhin schwere HWS-Verletzungen bei Verkehrsunfällen. Laut statistischem Bundesamt fällt die Anzahl der polizeilich gemeldeten Verkehrsunfälle. So wurden 1970 noch 414.362 Unfälle mit Personenschaden gemeldet, wobei 19.193 Personen als getötet gemeldet wurden. Über die Jahre sanken diese Zahlen drastisch, nicht zuletzt auch durch die Einführung von Sicherheitsmaßnahmen, wie dem Sicherheitsgurt und Kopfstützen. 2012 wurden nur noch 199.593 polizeilich gemeldete Unfälle mit Personenschaden verzeichnet und 3.601 getötete Personen (Bundesamt 2014).

Dennoch steigt die Zahl der Beschleunigungstraumata weiterhin an (nach ICD 10 S13.4). Laut der Gesundheitsberichterstattung des Bundes wurde im Jahr 2012 die Diagnose insgesamt 13.719-mal im Krankenhaus gestellt. 10 Jahre zuvor lag die Anzahl der Diagnosen noch bei 9.366 (Gesundheitsberichterstattung 2013). Immer mehr Geschädigte nehmen in den letzten Jahrzehnten ärztliche Hilfe in Anspruch (Haldeman et al. 2008), daher ist dieses Thema aktuell und es sinnvoll zu erforschen, wie man Beschleunigungstraumata verhindern kann und ob es präventive Maßnahmen gibt.

2.1.4 Pathogenese

Bei einem klassischen Beschleunigungstrauma kommt es im Wesentlichen zu einer abrupten Entschleunigung des Körpers. Da der Kopf gegenüber dem Rumpf frei beweglich ist, kann er der abrupten Bewegung des Rumpfes nicht folgen und pendelt nach. Unter der Annahme, dass keine Kopfstütze vorhanden ist, kommt es bei der Heckkollision zunächst zu einer ungebremsten maximalen Rückneigung des Kopfes mit anschließender Vorwärtsneigung. Das Ausmaß dieses Akzelerations-Dezelerations-Mechanismus ist hauptsächlich von der Auffahrgeschwindigkeit abhängig (West et al. 1993).

Da es bei einer Heckkollision und einer Frontalkollision zu unterschiedlichen Abläufen der Kopfbewegung kommt, müssen diese beiden Unfallmechanismen getrennt betrachtet werden. Bei einer Heckkollision kommt es zuerst zu einer Extension und dann zur Flexion, bei der Frontalkollision ist diese Abfolge genau umgekehrt (Abb. 2.1). Viele Autoren

bezeichnen die Heckkollision als den wichtigsten Unfallmechanismus (Bar et al. 1998, Grifka et al. 1998), daher wurde in dieser Arbeit die Heckkollision untersucht.

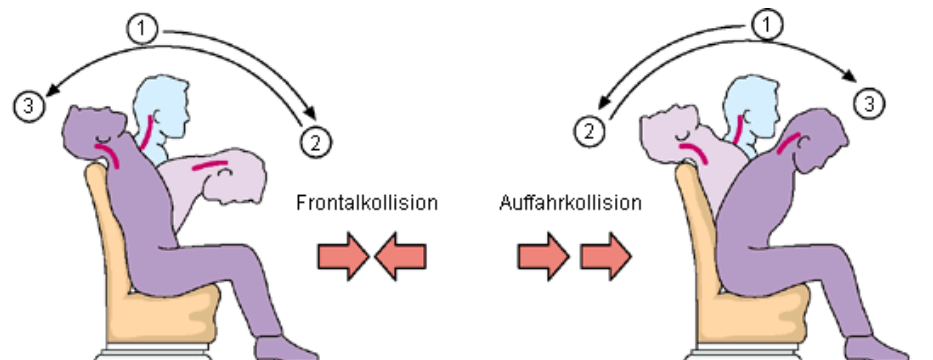


Abbildung 2.1

Kopfbewegung bei Frontal- und Auffahrkollision (® Roche Lexikon Medizin, 4. Aufl. Urban & Fischer, 1999).

Heutzutage geht man nicht mehr von einer reinen Hyperflexion und Hyperextension, so wie früher angenommen (Gay und Abbott 1953, Macnab 1964), sondern vielmehr von einer horizontalen Translation (Thomas und Jessop 1983) bzw. eine Hypertranslation des Kopfes nach hinten (Penning 1994) aus. Es handelt sich um eine Hypertranslation nach hinten der Halswirbelkörper C1 bis C2, bei gleichzeitiger Hyperextension der Halswirbelkörper C2 bis C7. Dieser Mechanismus führt zur Distorsion und Subluxation der kleinen Wirbelgelenke, was die Schmerzen in den Gelenken und die daraus resultierende Muskelverspannung auslöst. Am häufigsten sind die Segmente C4-C6 betroffen (Gleixner et al. 2009).

2.1.5 Behandlung

Das Stadium QTF 1 und 2 kann konservativ behandelt werden, wobei passive Übungen durchgeführt werden können, wie trockene Wärmeanwendungen, Ultraschall oder Massagen, aber auch aktive Übungen wie Gymnastik oder Muskelaufbau können zur Anwendung kommen. Viele Patienten benötigen zusätzlich Schmerzmedikamente wie z.B. Diclofenac, Voltaren, Acetylsalicylsäure, aber auch Muskelrelaxantien wie Tetrazepam oder Musaril kommen zum Einsatz (Gleixner et al. 2009). Studien zeigen, dass eine rasche Gabe von Methylprednisolon innerhalb von drei bis acht Stunden nach dem Unfall das Outcome verbessern kann (Bracken 2000). Welche dieser konservativen Therapien den größten Effekt aufweist, ist jedoch noch ungeklärt. Auch ist umstritten, welche dieser Therapie in akuten, subakuten oder chronischen Fällen eingesetzt werden sollte (Verhagen et al. 2007). Ab

Stadium QTF 3 können Operation nötig werden, z.B. bei Wirbelfrakturen oder bei Bandscheibenrissen.

Bei Chronifizierung können eventuell Antidepressiva (z.B. Amitriptylin) oder auch Lidocain intramuskulär angewendet werden. Außerdem sollten frühzeitig psychosoziale Belastungsfaktoren und psychoreaktive Störungen erfasst und behandelt werden um einer Chronifizierung entgegen zu wirken (Leitlinien 2012).

Die meisten Symptome bilden sich innerhalb eines Monats wieder zurück. Jedoch bestehen bei 12 % der Patienten trotz Therapie nach 6 Monaten immer noch Symptome. Bei 3 % der Patienten bestehen selbst nach einem Jahr noch Symptome (Spitzer et al. 1995).

2.1.6 Klinische Forschung zum Beschleunigungstrauma

Durch das vermehrte Verkehrsaufkommen und die immer häufiger gestellte Diagnose „Schleudertrauma“, ist das Forschungsgebiet des Beschleunigungstraumas in unterschiedlichen Bereichen intensiviert worden. Neben der Wissenschaft sind auch Versicherungen an der Erforschung interessiert. So spielt das Thema insbesondere in der Biomechanik, der Unfallchirurgie sowie der Prävention eine wichtige Rolle. Aber auch die Psychologie befasst sich mit diesem Thema. Laut Thomann und Rauschmann gab es zwischen 1980 und 1994 mehr als 10 000 wissenschaftliche Arbeiten zu dieser Problematik (Thomann und Rauschmann 2004).

Schon 1977 wurde von Tennyson et al. die Elektromyografie (EMG) eingesetzt um Muskelreaktionen auf einen Aufprall zu untersuchen. Sie hatten schon damals die Hypothese, dass die Muskeln während eines Auffahrunfalls nicht schnell genug reagieren würden um der plötzlichen Beschleunigungsbewegung entgegenwirken zu können. Allerdings war die Technik zu diesem Zeitpunkt noch nicht genug ausgereift, sodass keine verwertbaren Daten kurz nach dem Aufprall ermittelt werden konnten (Tennyson et al. 1977).

Des Weiteren wurden etliche Experimente zum simulierten Auffahrunfall mit Probanden durchgeführt (Severy et al. 1955, Mertz und Patrick 1967, McConnell et al. 1993, West et al. 1993). Dabei wurde in einigen Versuchen zusätzlich ein EMG aufgezeichnet (Szabo und Welcher 1996, Ono und Kanno 1996, Panagiotacopulos et al. 1997, Magnusson et al. 1999,

Brault et al. 2000, Kumar et al. 2004, Kumar et al. 2002, Siegmund et al. 2008). Aber auch an menschlichen Kadavern wurden mehrere Experimente durchgeführt (Grauer et al. 1997, Bertholon et al. 2000, Deng et al. 2000, Cusick et al. 2001, Yoganandan et al. 2001, Panjabi et al. 2004, Pearson et al. 2004).

In manchen Studien wurde der Fokus der Arbeit darauf gelegt zu untersuchen, ob es Korrelationen zur Anthropometrie gibt (Pintar et al. 1998, Stemper et al. 2003, Harty et al. 2004, Vasavada et al. 2008, Dehner et al. 2008, Carlsson et al. 2012, Siegmund et al. 1999). Diese ergeben jedoch widersprüchliche Ergebnisse. So beschreiben Dehner et al. einen Zusammenhang zwischen der Kopfauslenkung während des Aufpralls und dem Gewicht, der Größe, dem Thoraxumfang und der Halslänge der Probanden (Dehner et al. 2008). In der Studie von Harty et al. wird jedoch vielmehr eine Korrelation zwischen Kopfauslenkung und Brustumfang erörtert (Harty et al. 2004). Diese Arbeiten beziehen sich allerdings nur auf die Kopfauslenkungen oder Bewegungs-Antwort der Probanden. Die Studie von Siegmund et al. beschreibt außerdem ein größeres Verletzungsrisiko bei Frauen aufgrund geringerer Muskelkraft als Männer (Siegmund et al. 1999). Dies würde jedoch auch bedeuten, dass eine größere Muskelkraft das Verletzungsrisiko senken könnte. In meiner Arbeit soll nun untersucht werden, ob muskuläre Faktoren wie die Muskelkraft oder anthropometrischen Daten wie Alter, Gewicht, Größe, Halslänge etc. einen Einfluss auf die Reflexzeiten und somit auf das EMG haben können. Um dies zu untersuchen wurden in der vorliegenden Arbeit die ermittelten Reflexzeiten der Muskeln als Antwort auf die simulierte Kollision mit den anthropometrischen Daten sowie mit der Muskelkraft korreliert. Unterschiedlich lange Reflexzeiten bei verschiedenen Probanden wurden in einer Studien bereits nachgewiesen, hierfür wurden interindividuelle Unterschiede und Konstitutionstypen verantwortlich gemacht, jedoch noch nicht weiter untersucht (Stadler J et al. 2005). Dies soll nun in meiner Studie weiter geklärt werden. Da diese Faktoren bei einer Kollision prädiktiven Einfluss haben könnten und teilweise beeinflussbar sind, sollen diese nun genauer untersucht werden.

Bisher wurde das EMG auf Zusammenhänge zur Geschwindigkeit oder Sitzposition hin untersucht (Magnusson et al. 1999, Kumar et al. 2005, Mang et al. 2012). Hierbei wurden verschiedene Muskeln abgeleitet, vor allem der Musculus (M.) sternocleidomastoideus und der M. paraspinalis cervicalis wurden hierfür oft untersucht. Vereinzelt wurden aber auch

der M. trapezius, der M. splenius capitis oder der M. multifidus abgeleitet. Nun soll der Einfluss der interindividuellen Parameter auf das EMG untersucht werden.

In manchen Studien wurde die Vorwarnung getestet (Mang et al. 2012). Siegmund et al. untersuchten die Vorwarnung sogar bereits EMG-gestützt (Siegmund et al. 2003b). Hierbei wurden jedoch lediglich der M. sternocleidomastoideus und der M. paraspinalis cervicalis untersucht, dies wurde in der vorliegenden Arbeit um weitere Hals- und Schultermuskeln erweitert. Der Einfluss der Vorwarnung wurde auch in anderen Studien bereits untersucht, in diesen wurde jedoch der Einfluss auf die Kopfauslenkung untersucht (Kumar et al. 2000, Siegmund et al. 2003b, Stemper et al. 2006, Mang et al. 2012). Sie ergeben, dass die Kopfauslenkung durch die Vorwarnung abnimmt. Stemper et al. zeigen, dass die verringerte Kopfauslenkung sich positiv auf die nachfolgenden Symptome nach einer Kollision auswirken kann (Stemper et al. 2006). Die Vorwarnung kann daher präventiv wirken und Beschleunigungsverletzungen vorbeugen.

Daraus ergeben sich die Fragen, welche in dieser Arbeit untersucht wurden und im nächsten Kapitel definiert werden.

2.2 Elektromyografie

Als Untersuchungsmethode liegt der Arbeit die Elektromyografie zu Grunde. Hierfür wurden der M. sternothyroideus, der M. sternocleidomastoideus, der M. splenius capitis, der M. erector spinae cervicale, der M. trapezius descendens und der M. trapezius transversus jeweils auf beiden Körperseiten abgeleitet. Mithilfe des EMG kann der Beginn einer Muskelaktivität, die sogenannte Reflexzeit bestimmt werden. Diese wurden später mit den anthropometrischen Daten wie Alter, Gewicht, Größe, Halslänge etc. sowie mit der Muskelkraft korreliert um festzustellen, inwieweit diese Einfluss auf die Reflexzeiten nehmen.

2.2.1 Definition

Das EMG dient der Aufzeichnung der Aktionspotenziale von Muskeln. Dabei wird die gewonnene Aufzeichnung als Elektromyogramm bezeichnet (Reuter 2005). Dabei kann man zwei Arten der Ableitung unterscheiden. Zum einen die Nadel-Elektromyografie (NEMG) und zum anderen die Oberflächen-Elektromyografie (OEMG). Der Unterschied beider Verfahren

liegt dabei in der Art der ableitenden Elektrode. Bei der NEMG werden invasive Nadelelektroden in den Muskel eingestochen, wodurch sie weniger Überlagerungen durch andere Muskeln (cross-talk) ausgesetzt sind und auch tiefere Muskelschichten erreichen können. Außerdem sind sie durch willkürliche Bewegungen weniger beeinflusst und es kommt selten zu Deplatzierungen. Bei der OEMG werden hingegen Oberflächenelektroden auf die Haut über dem abzuleitenden Muskel aufgeklebt (Konrad 2005). Der große Vorteil der Oberflächenelektroden liegt dabei in ihrer leichten Handhabung, ihrer guten Tolerierung durch den Probanden und das durch das nicht invasive Verfahren keine Schmerzen, Infektionen etc. verursacht werden (Geisser et al. 2005). Oberflächenelektroden leiten jedoch nur Summenpotentiale ab und es ist keine Aussage zu Muskelaktivitäten einzelner Muskelfasern möglich (De Luca und Knaflitz 1992). Diese Summenaktionspotenziale von einzelnen motorischen Einheiten, werden in der Summe als „Motor Unit Action Potential“ (MUAP) bezeichnet (Basmajian und De Luca 1985).

In der vorliegenden Arbeit wurde das OEMG verwendet, da dieses Verfahren besser zum Studiendesign passte.

Mit dem Fortschritt der Computertechnik in den 80er Jahren wurde die Analyse, Auswertung und Digitalisierung von EMG-Daten immer präziser und einfacher. 1996 entwickelte die Arbeitsgemeinschaft für „Surface Electromyography for the non invasive Assesment of Muscles“ (SENIAM) allgemeine Standards für die Anwendung von Oberflächen-Elektromyografien und Elektrodenpositionen (Hermens HJ et al. 1999). Heutzutage ist die OEMG ein etabliertes Verfahren und hat ein großes Einsatzgebiet, so wird sie vor allem in der neurologischen Diagnostik, aber auch in der Sportmedizin, Physiotherapie, Rehabilitation und Arbeitswissenschaft angewendet (Konrad 2005).

2.2.2 Entstehung des EMG-Signals

Die motorische Endplatte wird durch einen motorischen Nerv erregt. Bei einer Erregung gelangen positiv geladene Natrium-Ionen in den normalerweise negativ geladenen Zellinnenraum. Es kommt zur Depolarisation der Zelle auf +30 mV. Durch die Depolarisation werden Calcium-Ionen ausgeschüttet und der Muskel kontrahiert sich. Allerdings werden die Natrium-Ionen durch Ionentransporter innerhalb von ms wieder zurück transportiert und die

Zelle erreicht wieder ihr Ruhepotential von -90 mV (Winter 1990). Die Erregung passiert bei Ihrer Ausbreitung die ableitenden Elektroden.

Bei der extrazellulären Ableitung liegen beide Elektroden außerhalb der Muskelmembran und es handelt sich um ein biphasisches Potential. Die Ableitung ist schemenhaft in Abbildung 2.2 dargestellt. Die Ableitungen der Erregungen der Muskelmembran ergeben zusammen das Signal des EMG's.

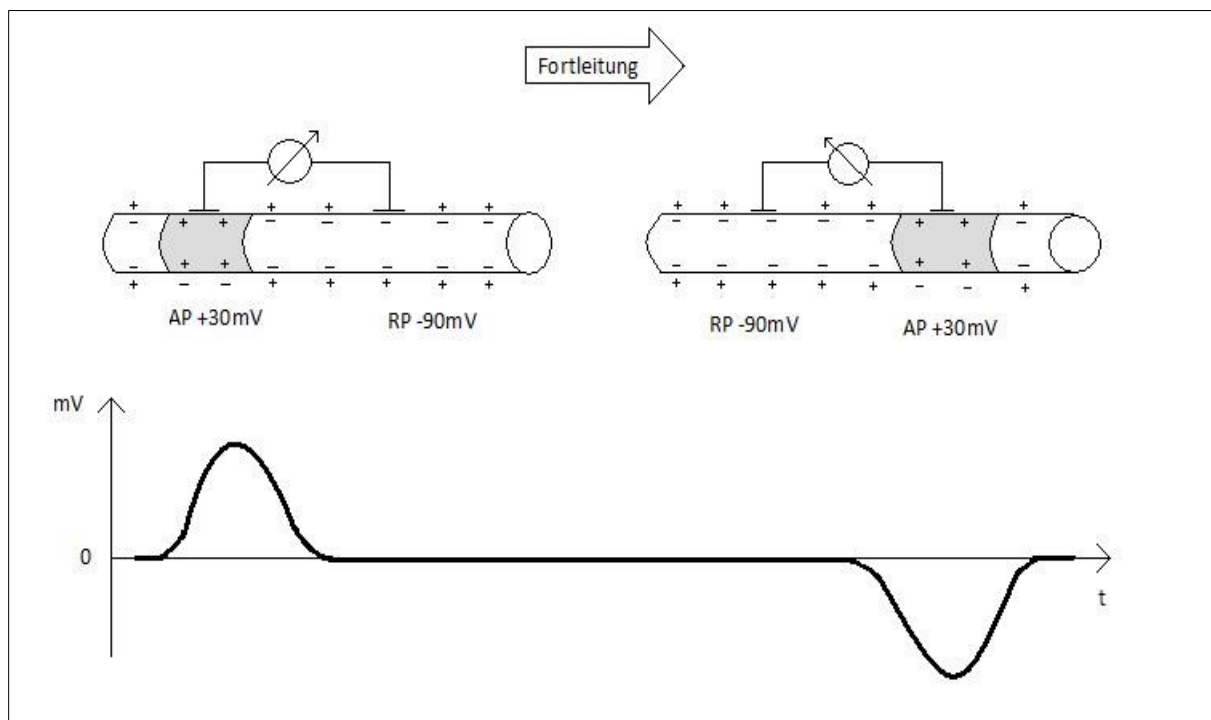


Abbildung 2.2
Schemenhafte Darstellung der Ableitung von einer Muskelmembran mit 2 extrazellulären Elektroden.

3 Ziele der Arbeit

Individuelle Parameter der Probanden und deren Einfluss vor allem auf die EMG-Antwort und die Reflexzeiten der Halsmuskulatur wurden bisher nur ungenügend untersucht.

Ziel dieser Arbeit war es daher zu analysieren, ob es anthropometrische Faktoren oder muskuläre Eigenschaften wie die Muskelkraft gibt, welche einen prädiktiven Wert für das zu erwartende Trauma an der HWS und Halsmuskulatur haben können. Deshalb wurden in der vorliegenden Arbeit anthropometrische Daten sowie die muskuläre Kraft mit der Reflexantwort korreliert.

Zusätzlich wurde die Bedeutung der Vorwarnung unmittelbar vor der Heckkollision geprüft, um zu untersuchen, ob sie Einfluss auf die Reflexzeiten der untersuchten Muskeln hat. In diesem Zusammenhang wurde außerdem untersucht, ob die Vorwarnung auch Einfluss auf den Muskelaufwand hat. Daher wurden die Kollisionsversuche wiederholt vorgenommen. Zunächst wurde der Proband vor der Kollision nicht gewarnt und erst bei der Wiederholung wurde er vorgewarnt.

Auf diese Weise sollte die Arbeit dazu dienen, Parameter zu identifizieren, welche die EMG-Antwort bei einer simulierten Heckkollision beeinflussen, um im Idealfall zukünftig zu helfen Beschleunigungstraumata zu verhindern oder vorzubeugen.

4 Probanden und Methodik

In den folgenden Abschnitten wird das Probandenkollektiv, die Untersuchungen, die Weiterverarbeitung der Roh-EMG-Daten, sowie die statistische Auswertung der Daten erläutert.

4.1 Probandenkollektiv

Insgesamt wurden 32 männliche Probanden eingeschlossen. Das Alter der Probanden lag zwischen 20 und 29 Jahren (Median 24 Jahre). Die genaue Verteilung des Alters und der anthropometrischen Daten werden im Ergebnissteil besprochen (Abb. 5.1 und Tabelle 5.1). Folgende Einschlusskriterien wurden berücksichtigt: Die Probanden mussten zwischen 20 und 30 Jahren alt sein, um den Effekt des Alters (Pintar et al. 1998) gering zu halten. Um die bereits in anderen Studien für Auffahr-Experimente belegten Geschlechtsunterschiede auszuschließen (Brault et al. 2000, Carlsson et al. 2012, Stemper et al. 2003) waren alle Probanden männlich. Es durften keine Schädigungen am Bewegungssystem, vor allem der Halswirbelsäule bestehen, welches anamnestisch erfragt wurde. Ausschlusskriterien waren anamnestischen Vorerkrankungen der Halswirbelsäule, Hals- und Schultermuskulatur oder andere Erkrankungen, die sich auf diese Regionen auswirken könnten (z.B. Nervenerkrankungen). Außerdem wurden Patienten mit einer derzeit regelmäßigen Medikamenteneinnahme von der Studie ausgeschlossen.

4.2 Untersuchung

Die Untersuchung gliederte sich in drei Abschnitte. Während der Vorbereitung wurden die anthropometrischen Daten des Probanden gemessen, um diese später mit den Reflexzeiten korrelieren zu können. In den EMG-Messungen bei isometrischen Kontraktionen wurden die haltende Kraft sowie die Maximalkraft der Halsmuskulatur erhoben. Auch diese wurden später mit den Reflexzeiten korreliert. Im dritten Abschnitt der Untersuchung wurden mittels EMG die Reflexzeiten der Halsmuskulatur während einer simulierten Heckkollision erhoben.

4.2.1 Untersuchungsvorbereitung

Die Teilnahme an der Studie erfolgte freiwillig. Die Probanden wurden über den Versuchsablauf schriftlich und mündlich aufgeklärt und unterschrieben die Einwilligungserklärung. Für die Studie lag ein positives Votum der Ethikkommission des Universitätsklinikums Jena vor (Aktenzeichen 3360-02/12). Für die Untersuchungen trugen die Probanden keine Schuhe und Ihre Oberkörper waren unbekleidet.

4.2.2 Anthropometrische Vermessung

Zunächst wurden die Probanden anthropometrisch vermessen. Zu diesem Zweck wurden ein Rollmaßband (DocCheck, Deutschland), ein Messstab (seca, Deutschland) und eine Caliperzange (Tanner/Whitehouse, Großbritannien) verwendet. Das Messprotokoll „Anthropometrie“ befindet sich im Anhang. Es wurden folgende Werte erhoben:

- Alter
- Körpergewicht (kg)
- Körperhöhe (cm)
- „*body mass index*“ (BMI)
- Nackenlänge
- Vordere Halslänge
- Halsumfang
- Halsindex
- Stammlänge
- Kopfumfang
- Hautfaltendicke (HFD) Trizeps
- HFD Subscapular
- HFD Suprailliacal
- HFD Kinn
- Körperfettanteil (in %)

Die Messungen richteten sich nach den Vorlagen von Knußman et al. (Knußmann et al. 1988). Die Nackenlänge wurde durch die Differenz zwischen Ohrhöhe und der Höhe des siebten Halswirbels bestimmt, gemessen am stehenden Probanden. Die vordere Halslänge

wurde durch die Differenz zwischen Kinnhöhe und obere Brustbeinhöhe bestimmt, wieder am stehenden Probanden gemessen. Die Hautfaltendicke (HFD) wurde durch Abhebung der Hautfalten an den angegebenen Regionen mithilfe einer Caliperzange (Tanner/Whitehouse, Großbritannien) am stehenden Probanden gemessen. Die Grundhaltung bei den stehenden Messungen der Probanden war eine aufrechte gestreckte Haltung, die Fersen berührten sich, der Blick war geradeaus gerichtet, die Handflächen waren zum Rumpf gedreht und die Standfläche war eben.

Die Messung der Stammlänge, des Kopfumfangs sowie des Halsumfangs wurden in sitzender Position durchgeführt. Die Grundhaltung bei den sitzenden Messungen war eine aufgerichtete Haltung, wobei der Proband auf einer ebenen Sitzgelegenheit saß. Die Oberschenkel mussten hierbei bis zur Kniekehle voll aufliegen. Der Blick war wieder geradeaus gerichtet. Die Stammlänge wurde durch die Entfernung zwischen Sitzfläche und dem höchsten Punkt des Scheitels bestimmt. Der Halsumfang wurde senkrecht zur Halsachse direkt unterhalb des Kehlkopfes gemessen. Der Kopfumfang wurde in Höhe der stärksten dorsalen Ausladung des Hinterhauptes und zwischen der stärksten Vorwölbung der beiden Stirnhöcker in der Stirnmitte gemessen.

Für die Berechnung des BMI und des Halsindex wurden folgende Formeln verwendet (Knußmann et al. 1988):

$$BMI = \frac{\text{Gewicht}}{\text{Körperhöhe}^2}$$

$$\text{Halsindex} = \frac{\text{Halsumfang}}{\text{vordere Halslänge}}$$

Für die Berechnung des Körperfettanteils wurde die Hautfaltendicke des Trizeps, Subscapular und Suprailliacal verwendet, die Formel ist angelehnt an die Arbeit von Rodriguez et al. (Rodriguez et al. 2005).

$$\text{Körperfettanteil in \%} = -26,38 + 12,36 \times \ln \sum 3HFD$$

$$\text{Dabei gilt } \sum 3HFD = \text{Summe aus 3 Hautfalten (mm)}$$

4.2.3 EMG-Erfassung

Nach der anthropometrischen Vermessung wurde die Haut der Probanden für die Elektroden des Oberflächenelektromyogramms präpariert. Hierfür wurden die Stellen für die EMG-Elektroden an Oberkörper und Hals mit einem wasserfesten Stift markiert. Bei starkem Haarwuchs wurden die entsprechenden Stellen rasiert. Gemäß Empfehlungen der SENIAM wurde die Haut an diesen Stellen nun mit einer Reinigungspaste (skinPure, Nihon Kohden) vorbereitet, um abgestorbene Zellen und Fett zu minimieren (Hermens HJ et al. 1999). Danach wurden die Stellen mit Desinfektionsmittel (Softasept N, B Braun) behandelt und anschließend die Elektroden (H92SG Kendall- Arbo, Tyco Healthcare GmbH Deutschland) befestigt. Die Elektroden wurden immer von mir befestigt, um einen personenbezogenen Unterschied zu vermeiden. Nun wurden die Kabel mit den Elektroden verbunden und am Körper des Probanden fixiert (Abb. 4.1 und Abb. 4.2).

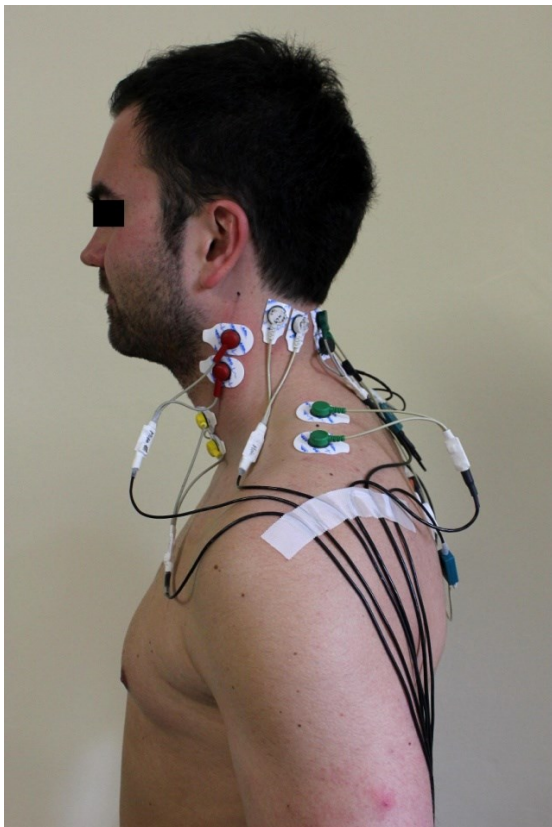


Abbildung 4.1
Elektrodenposition lateral.

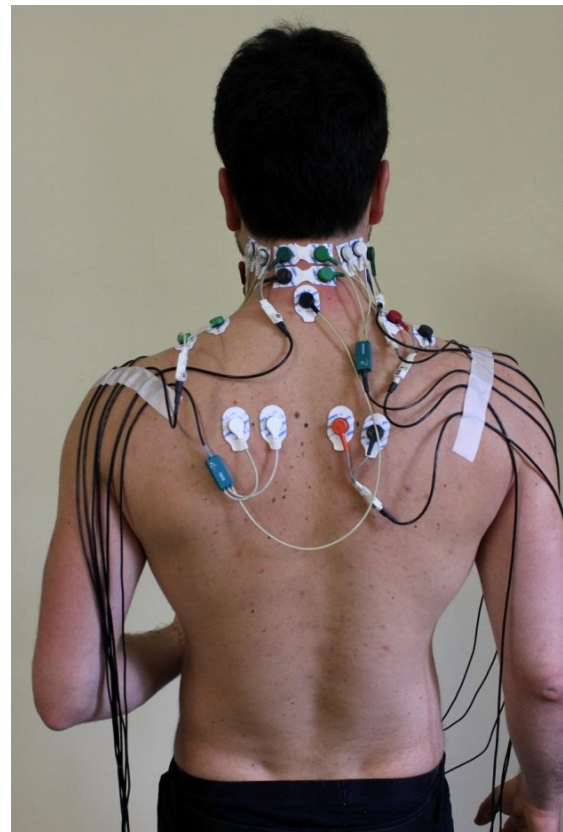


Abbildung4.2
Elektrodenposition dorsal.

Während der Untersuchungen wurde die Muskelaktivität mit Hilfe eines bipolaren OEMG gemessen (Messsystem der Firma Biovision, Wehrheim). Dabei wurde eine Abtastfrequenz

von 2000 Hz und eine 1000-fache Verstärkung gewählt. Zur Ableitung wurden Silber/Silberchlorid Gelelektroden (H92SG Kendall- Arbo, Tyco Healthcare GmbH Deutschland) verwendet. Der Elektrodenabstand betrug regulär 2,5 cm und die Elektrodenposition entsprach den Vorgaben der SENIAM, soweit dort enthalten (Hermens HJ et al. 1999), sowie der EMG-Fibel (Konrad 2005). Gemessen wurden folgende Muskeln:

- M. sternothyroideus (stThyr)
- M. sternocleidomastoideus (sterCl)
- M. splenius capitis (splCap)
- M. erector spinae cervicale (ErcSpC)
- M. trapezius descendens (trpDsc)
- M. trapezius transversus (trpTrn)

Dabei wurde parallel zur Faserrichtung abgeleitet und jeweils beide Körperseiten gemessen. Die Referenzelektrode befand sich nuchal über dem 7. Halswirbel. Für die EMG-Messungen während der Heckkollision wurde zusätzlich ein einachsiger Beschleunigungssensor (Biovision, Werheim, Deutschland) in der Mitte des Sternums des Probanden befestigt. Außerdem wurde ein zweiachsiger Beschleunigungssensor (Biovision, Werheim, Deutschland) auf dem Scheitel des Probanden befestigt. Ein einachsiger Beschleunigungssensor (Biovision, Werheim, Deutschland), welcher sich am Stuhl befand, wurde zusätzlich eingesetzt. Zur Sicherung des Messsystems wurden sämtliche Kabel mit Klebestreifen am Probanden fixiert. Für die Digitalisierung der Roh-Daten wurde das Programm „Erfassung“ der Firma GJB Datentechnik, Ilmenau, Deutschland verwendet. Außerdem wurden ein A/D-Wandler und eine DAQCard-AI-16E-4 verwendet. Während der Versuche wurde das OEMG visuell kontrolliert.

4.2.4 EMG-Analyse bei isometrischen Kontraktionen

Bei der EMG-Messung bei isometrischen Kontraktionen wurde die Muskelkraft der Halsmuskulatur des jeweiligen Probanden ermittelt. Hierbei wurden die Flexion und die Extension des Kopfes untersucht, um die jeweilige Maximalkraft zu ermitteln. Die Untersuchungen bezogen sich auf eine isometrische Kontraktion, wobei der Proband statisch-haltende Muskelkontraktionen ausübte. Für die Untersuchung wurden die Probanden horizontal auf eine Untersuchungsfläche gelegt (Abb. 4.3 und Abb. 4.4). Der Kopf

lag dabei knapp am Rande der Untersuchungsfläche, sodass die Gewichte (Hantelscheibe Guss, Energetics, Heilbronn, Deutschland) bzw. der Kraftsensor problemlos über eine Verbindungskette mit dem Kopf verbunden werden konnten. Während der Ruhephase konnte der Proband bequem seinen Kopf ablegen und entspannt liegen. Die Probanden bekamen ein Stirnband (Tatonka, Dasing, Deutschland) angelegt, an welchem die Verbindungskette befestigt wurde. Der Kraftsensor war mit einer Bodenplatte verbunden, die Gewichte waren freihängend. Der Kopf wurde probenhalber angehoben, dabei sollte der Kopf nur wenige cm auslenkbar sein und frei gehalten werden können. Dann sollten die Probanden gegen den Kraftsensor ziehen, welcher zwischengeschaltet wurde. Dies geschah in drei subjektiven Abstufungen: leicht gegen den Kraftsensor ziehen, mittelstark ziehen und maximal ziehen. Danach sollten die Probanden verschiedene Gewichte anheben, dabei kamen folgende Gewichte zum Einsatz: 0 kg, 2,5 kg, 5 kg, 7,5 kg und 10 kg. Dabei ist zu beachten, dass die Verbindungskette und die Halterung für die Gewichte ein Eigengewicht von 535 Gramm besaßen. Dieses Eigengewicht wurde jedoch für die weitere Beschreibung vernachlässigt. Das Messprotokoll „EMG-Messung bei isometrischen Kontraktionen“ befindet sich im Anhang. Die Zusammenfassung der verschiedenen Situationen (Sit) bei isometrischen Kontraktionen ist in Tabelle 4.1 dargestellt.

Tabelle 4.1
Situationen bei der EMG-Messung bei isometrischen Kontraktionen.

	Rückenlage	Bauchlage
Subjektive Messung	Leicht	Leicht
	Mittel	Mittel
	Maximal	Maximal
Gewichte	0 kg	0 kg
	2,5 kg	2,5 kg
	5 kg	5 kg
	7,5 kg	7,5 kg
	10 kg	10 kg

Der Kopf musste während der Messungen frei in der Luft für eine Zeit von etwa 5-10 Sekunden gehalten werden. Alle Messungen wurden jeweils zweimal wiederholt. Zwischen den Messungen wurde eine Ruhephase von 30 Sekunden eingehalten, in welcher der Proband seinen Kopf vollständig ablegen konnte. Alle Messungen wurden zunächst in Rückenlage durchgeführt, um die Flexion zu testen. Anschließend wurden die gleichen

Messungen in Bauchlage durchgeführt, um die Extension zu testen. Wenn der Proband ein Gewicht nicht heben konnte, wurde auf die restlichen schwereren Gewichte verzichtet. Der Versuchsaufbau entsprach im Wesentlichen dem von Cagnie et al. und Geary et al. (Cagnie et al. 2007, Geary et al. 2013). In der vorliegenden Untersuchung wurden die Übungen jedoch gegen die Schwerkraft ausgeübt und in leicht vorgespannter Haltung, was die Vergleichbarkeit teils einschränkt.



Abbildung 4.3
EMG-Messung bei isometrischer Kontraktion,
in Bauchlage mit 2,5 kg.



Abbildung 4.4
EMG-Messung bei isometrischer Kontraktion,
In Rückenlage mit Kraftsensor.

4.2.5 EMG-Analyse während der Heckkollision

Bei den EMG-Messungen während der Heckkollision wurden die Reflexzeiten ermittelt. Für die Untersuchungen wurden die Probanden zusätzlich mit zwei Beschleunigungssensoren ausgestattet. Dabei wurde ein bidirektionaler Sensor (Biovision, Werheim, Deutschland) für die Beschleunigungsmessung des Kopfes verwendet. Hiermit konnte die horizontale und senkrechte Auslenkung des Kopfes gemessen werden. Der Sensor wurde auf dem Scheitel

des Probanden mit einem elastischen selbstklebenden Verband befestigt. Der zweite Beschleunigungssensor wurde in der Mitte des Sternums befestigt und zeichnete die horizontale Beschleunigung des Oberkörpers auf. Ein dritter Beschleunigungssensor wurde am Pkw-Sitz befestigt, welcher die horizontale Beschleunigung maß. Er war der wichtigste Sensor für die Detektion des Aufpralls.

Für die EMG-Messungen während der Heckkollision wurde der Proband auf einem Pkw-Sitz (Fabrikat Recaro) platziert. Der Autositz war auf einer vorhandenen Parallelschaukel montiert (Abb. 4.5). Dabei fehlten bewusst die Kopfstütze und ein Sicherheitsgurt. Vor dem Sitz war ein Blech angebracht, welches den Fußraum eines Pkws simulierte.



Abbildung 4.5
Proband auf der Parallelschaukel.

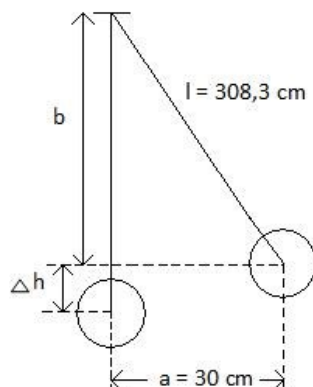
Die Pendellänge der Schaukel betrug 308,3 cm und ca. 270 cm im Schwerpunkt des Probanden. Aus der Nulllage war eine maximale Auslenkung von 120 cm möglich. Der Proband konnte mit Hilfe eines Holzbalkens manuell im Nullpunkt gestoppt werden (Abb. 4.6).



Abbildung 4.6
Simulierte Heckkollision mittels Holzbalken.

Zuerst bekamen die Probanden die Anweisung mit geschlossenen Augen und mit den Händen auf den Knien zu schaukeln. Dabei wurden Auslenkungen von 60 und 30 cm gemessen. Bei einer erneuten Auslenkung auf 60 cm wurde in der Auspendelphase bei Erreichen der 30 cm Auslenkung der Proband in der Rückwärtsbewegung plötzlich mittels Holzbalken gestoppt. Die 30 cm Auslenkung entsprachen einer Aufprallgeschwindigkeit von 2 km/h.

Berechnung der Geschwindigkeit:



Die Summe der Quadrate eines rechtwinkligen Dreiecks um den rechten Winkel sind gleich dem Quadrat der gegenüberliegenden Seite (Satz des Pythagoras):

$$l^2 = b^2 + a^2$$

$$b = \sqrt{l^2 - a^2}$$

$$\Delta h = l - b = l - \sqrt{l^2 - a^2}$$

Die Gesamtenergie ändert sich innerhalb eines isolierten Systems nicht (Energieerhaltungssatz):

$$\Delta h \times g \times m = \frac{m}{2} v^2$$

$$v = \sqrt{2 \times g \times \Delta h}$$

$m = \text{Masse}$

$g = \text{Gravitationsbeschleunigung} = 9,81 \text{ m/s}^2$

$h = \text{Höhe}$

$v = \text{Geschwindigkeit in } \frac{\text{m}}{\text{s}}$

Der bevorstehende Aufprall wurde dem Probanden beim ersten Testdurchlauf vorher nicht angekündigt und kam daher für ihn unerwartet. Dies simulierte am ehesten eine natürliche Heckkollision. Da die Reflexantwort und die Amplituden im EMG bei einer Vorwarnung anders ausfallen (Siegmond et al. 2003b), wurde die Untersuchung in vier verschiedenen Settings ausgeführt (Tabelle 4.2). Der Versuch wurde öfters wiederholt, dabei wurde der Proband jedes Mal bei einer Auslenkung von 30 cm gestoppt. Bei der zweiten Wiederholung wurde der Proband wieder nicht vorgewarnt, allerdings war er sich über den Aufprall bewusst. Der gleiche Versuch folgte mit einer kurzen Vorwarnung über die kommende Kollision in der Vorwärtsbewegung, ca. 2 Sekunden vor dem Aufprall. Zuletzt wurde der Proband aufgefordert seine Oberkörpermuskulatur und Halsmuskulatur maximal zu kontrahieren, sobald die Vorwarnung kam. Das Messprotokoll „EMG-Messung während der Heckkollision“ befindet sich im Anhang.

Tabelle 4.2
Situationen während des Aufpralls.

Situation 1	Aufprall unbekannt
Situation 2	Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung
Situation 3	Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung
Situation 4	Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung

4.3 Hochgeschwindigkeitskamera

Die Hochgeschwindigkeitskamera (HCC-1000 (S150/512S) der Firma VDS Vosskühler GmbH, Osnabrück) zeichnete die Kopfauslenkung während des Aufpralls auf. Da der Fokus der Arbeit auf der Auswertung des EMGs lag, wurden die Bilder der Hochgeschwindigkeitskamera nicht weiter analysiert und stehen weiterführenden Studien zur Verfügung.

4.4 Datenverarbeitung

Die Datenverarbeitung erfolgte mit Atisa (GJB, Langewiesen, Deutschland) und Matlab (The Mathworks, USA). Die Auswertung der EMG-Daten bei isometrischen Kontraktionen und während der Heckkollision erfolgte getrennt voneinander, da bei der isometrischen Kontraktion die Muskelkraft ermittelt wird und während der Heckkollision die Reflexzeiten. Daher werden sie später auch getrennt voneinander beschrieben.

Zur Veranschaulichung ist ein Roh-EMG während des Aufpralls in Abbildung 4.7 dargestellt.

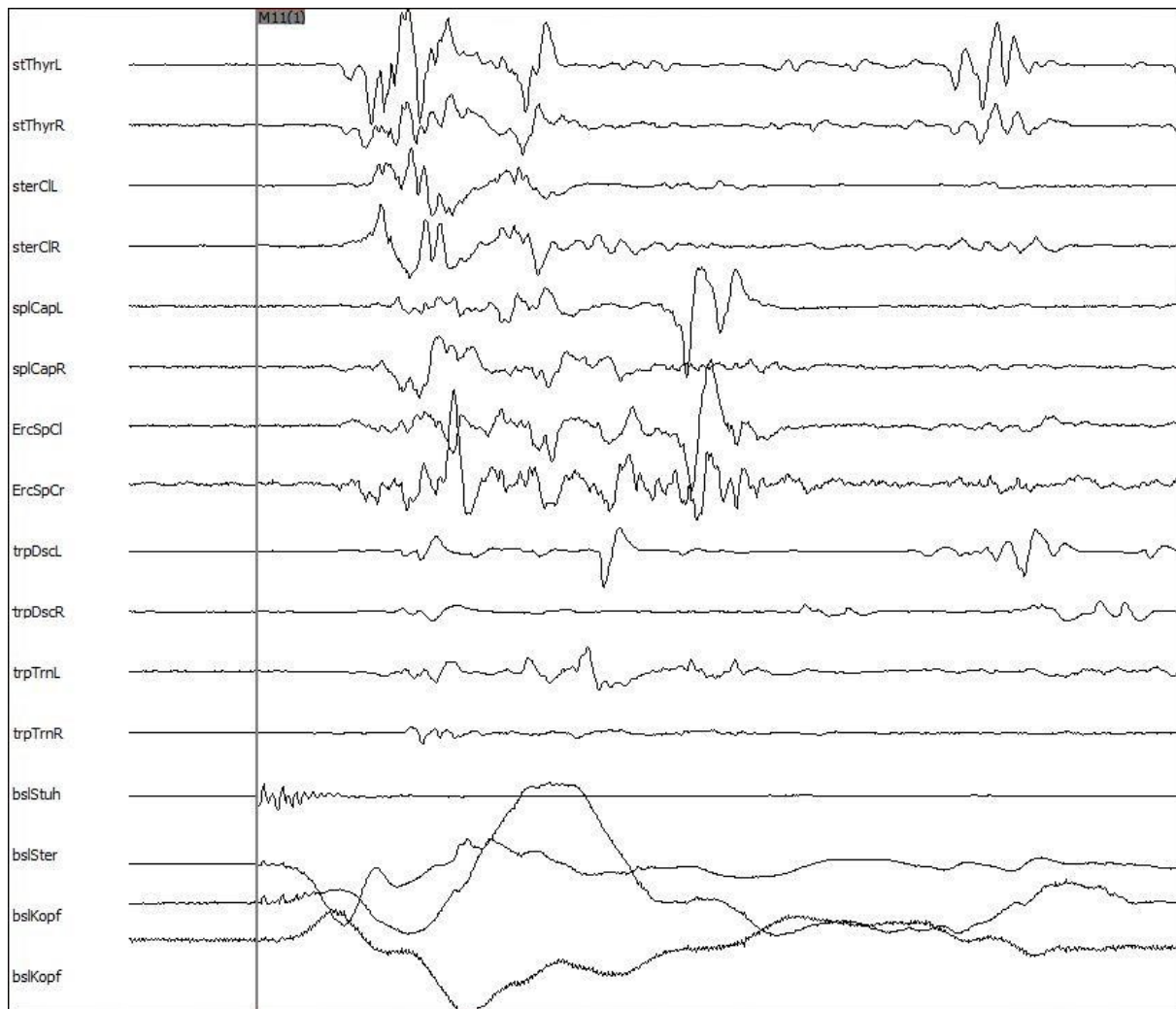


Abbildung 4.7

Roh-EMG während des Aufpralls. Der Zeitpunkt der Kollision wird am Sensor „bslStuh“ sichtbar und mit dem Marker M11(1) gekennzeichnet.

Zur Unterdrückung von Bewegungsartefakten wurde mit einem Hochpassfilter mit einer Grenzfrequenz von 65 Hz gearbeitet (Abb. 4.8). Dieser filterte das EKG in allen Messungen zuverlässig heraus, selbst während Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung), wo mit einer Voraktivierung gearbeitet wurde, welche das Elektrokardiogramm (EKG) stark überlagerte. Dadurch war keine Ableitung eines zusätzlichen EKGs nötig.

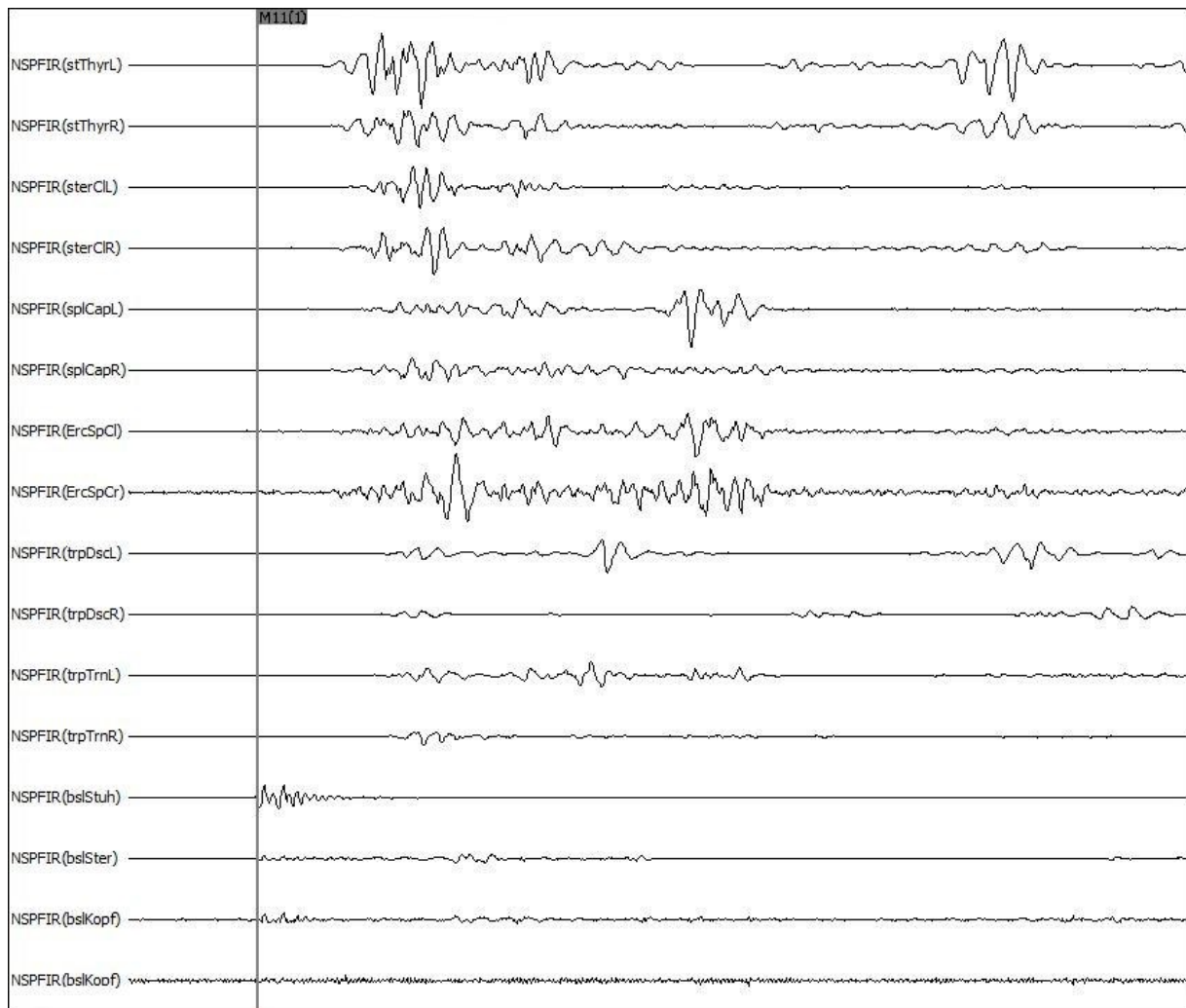


Abbildung 4.8

EMG während des Aufpralls, nach einem Hochpassfilter mit 65 Hz. Der Zeitpunkt der Kollision wird am Sensor „bslStuh“ sichtbar und mit dem Marker M11(1) gekennzeichnet.

Die weitere Glättung der Daten wurde durch ein schmales Mittelungsfenster des zeitveränderlichen „root mean square“ (rms)-Verlaufs berechnet (Abb. 4.9). Der rms wird nach folgender Formel berechnet (De Luca und Knaflitz 1992).

$$X_{rms}(t) = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) dt}$$

X_{rms} = root mean square

T = Zeit

X = Originalwert

Aus den quadrierten Amplituden für ein bestimmtes Zeitfenster wurden die Wurzeln gebildet, wodurch man die mittlere Leistung des Signals erhält. Dieser Glättungsalgorithmus gilt als standardmäßiges Verfahren in der EMG-Signal-Verarbeitung (Konrad 2005). Diese Kurve ist eine praktisch brauchbare Schätzung für die Muskelkraft.

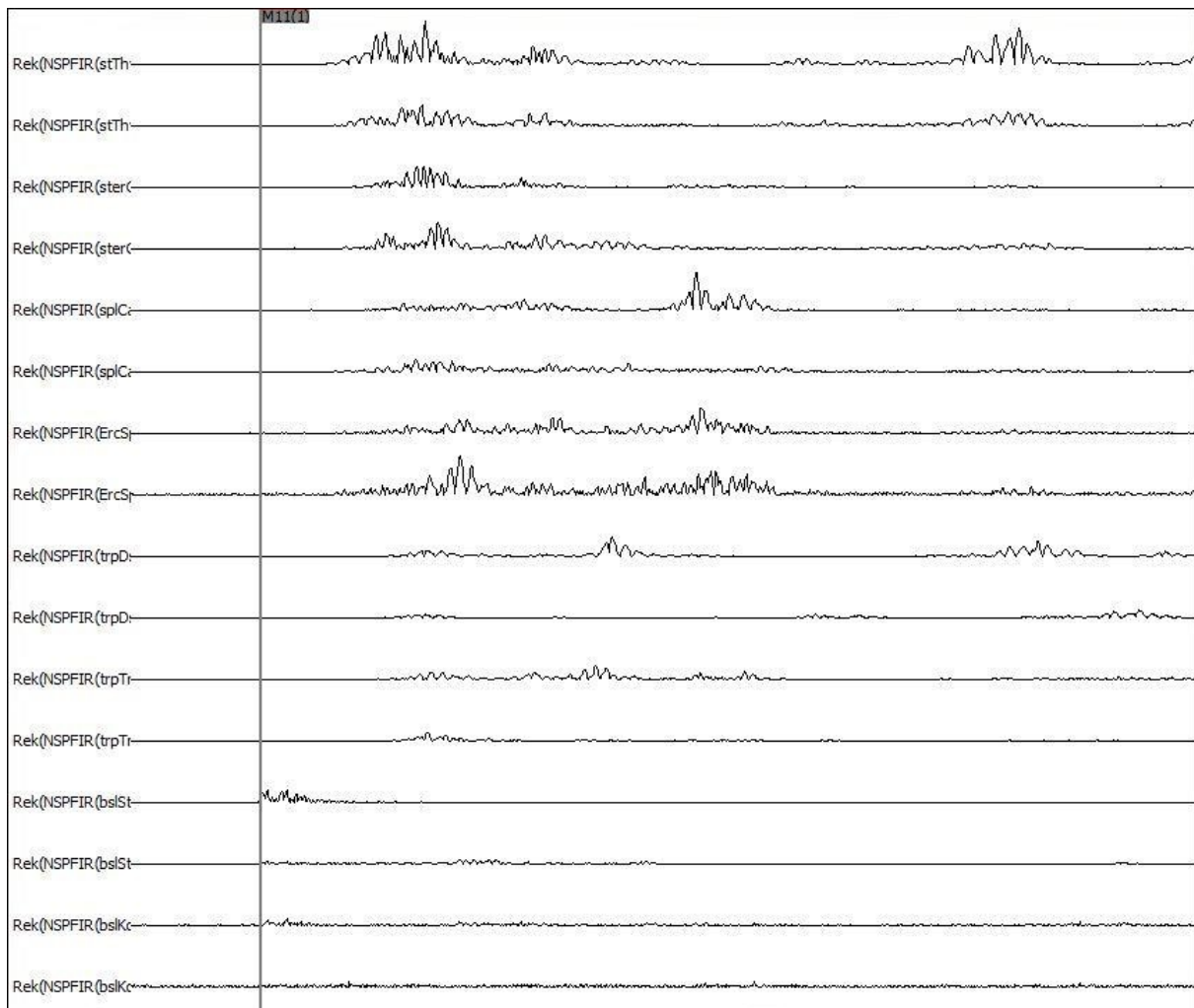


Abbildung 4.9
EMG während des Aufpralls, nach der Bildung des root-mean-square (rms). Der Zeitpunkt der Kollision wird am Sensor „bslStuh“ sichtbar und mit dem Marker M11(1) gekennzeichnet.

4.4.1 EMG-Analyse bei isometrischen Kontraktionen

Für die Auswertung der EMG-Daten bei isometrischen Kontraktionen wurden zunächst visuell die Bereiche im EMG markiert, an welchen die Muskelkraft während der Messung am größten war. Als Kriterium galt ein stabiles EMG, welches die Stellen identifizierte, an denen der Proband das Gewicht bzw. den Kopf ruhig stabilisierte. In diesem Bereich wurden vier

Marker gesetzt, dabei wurde darauf geachtet dass der markierte Bereich immer zwischen zwei EKG-Zacken lag, um Messfehler zu minimieren (Abbildung 4.10). Dies wurde für alle Messungen mit den verschiedenen Gewichten und für die subjektiven Einschätzungen von leicht, mittel und maximal gemacht. Aus den markierten Bereichen wurde anschließend ein Mittelwert für die jeweilige Muskelaktivität jedes Muskels während der verschiedenen Situationen bestimmt. Durch den zwischengeschalteten Kraftsensor während der subjektiven Kraftmessung konnte die maximale Muskelkraft ermittelt werden. Da die Messung jeweils zweimal durchgeführt wurde, wurde hier der jeweils größere Wert genommen, da er dem Maximalwert näher kommt.

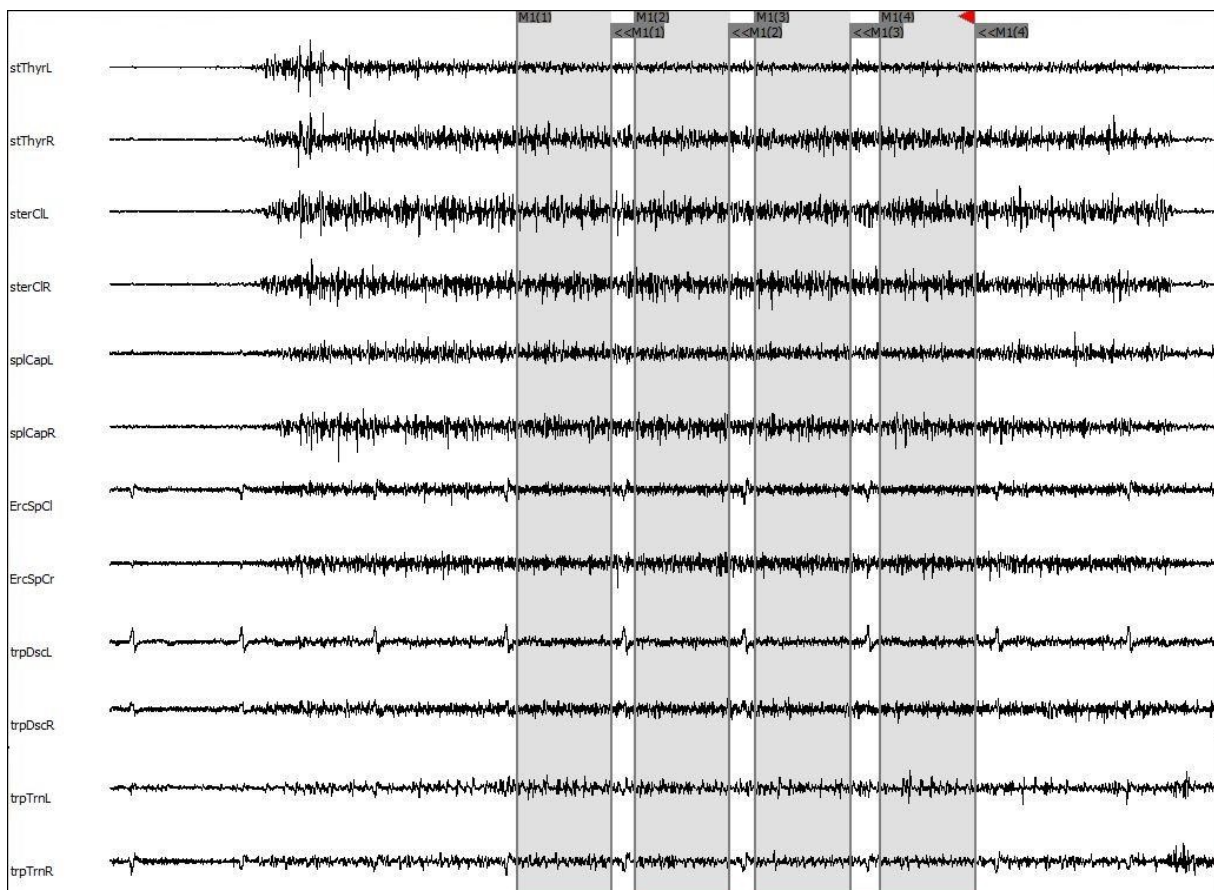


Abbildung 4.10
EMG während einer isometrischen Kontraktion.

4.4.2 EMG-Analyse während der Heckkollision

Für die Auswertung der EMG-Daten während der simulierten Kollision wurde zunächst der Zeitpunkt des Aufpralls grob visuell detektiert. Der genaue Zeitpunkt des Aufpralls wurde am

Beschleunigungssensor des Stuhls sichtbar. Die Bewegungsphase wurde markiert, wobei der Anfang des Markers kurz vor dem Aufprall lag und die gesamte Kopfauslenkung und Aktivierung andauerte. Ein zusätzlicher Marker von ca. 1 Sekunde Länge kurz vor dem Stoß wurde gesetzt, um die Ruheaktivität zu bestimmen und später von der Amplitude des Reflexes abziehen zu können. Für diesen Marker wurde ein Abschnitt kurz vor dem Aufprall gewählt, hierbei war zu beachten, dass der Abschnitt zwischen zwei EKG-Zacken liegen musste, um Verfälschungen zu vermeiden. Außerdem durfte die Voraktivierung nicht in einem Umschlagpunkt der Schaukel liegen, da an diesen Punkten eine vermehrte Muskelaktivität beobachtet wurde, was zu Verfälschungen führen würde.

Mithilfe verschiedener Detektionsmethoden wurden die Reflexzeiten berechnet. Die genaue Reflexdetektion wird im nächsten Abschnitt beschrieben.

Außerdem wurde das Integral unter der Kurve berechnet, was mit dem Aufwand der Muskelaktivität vergleichbar ist. Hierfür wurden verschiedene Zeitfenster verwendet: 100 ms, 125 ms, 150 ms, 175 ms, 200 ms. Der Anfang des Integrals wurde auf den Zeitpunkt des Aufpralls gelegt.

Für die verschiedenen Reflexzeiten, sowie für die berechneten Integrale, wurden zusätzlich gepoolte Daten erstellt. Da man davon ausgeht, dass der gleiche Muskel der linken sowie der rechten Seite die gleiche Reflexzeit aufweisen müsste, wurden die jeweils zusammengehörenden Muskeln der rechten und linken Seite zusammengezogen. Diese gemittelte Reflexzeit von zwei Muskeln ergab für die jeweilige Muskelgruppe eine neue Reflexzeit, mit welcher im weiteren Verlauf unter anderem gerechnet wurde. Für die Berechnung wurden die beiden EMG's zunächst gefiltert und Gleichgerichtet wie bereits beschrieben, danach wurden sie miteinander verrechnet und dann der gemeinsame Reflex bestimmt (Abb. 4.11).

stThyrL	stThyrR	sterCIL	sterCIR	splCapL	splCapR	ErcSpCL	ErcSpCR	usw.
↙	↘	↙	↘	↙	↘	↙	↘	
stThyr		sterCI		splCap		ErcSpC		

Abbildung 4.11
Zusammenführung der Daten, mit Darstellung des jeweiligen rechten (R) und linken (L) Muskels.

4.4.3 Reflexdetektion

Für die Reflexdetektion gab es zwei verschiedene Ansätze, die Schwellenüberschreitung (SD) und die Detektion ausgehend vom Amplitudenmaximum (Max). Als Ausgangspunkt für den Reiz wurde der Aufprall bei der Kollision festgelegt.

Bei der Schwellenüberschreitung wurde davon ausgegangen, dass der Beginn eines Reflexes maßgeblich ist und somit der Zeitpunkt gefunden werden muss an dem die Voraktivierung überschritten wird. Da die Literatur über diese Vorgehensweise sehr ungenau ist (Stauder 2001, Kumar et al. 2005) und es keinen genauen Anhaltspunkt für den Multiplikator der Standardabweichung gibt, wurden verschiedene Multiplikatoren verwendet. Als Multiplikator der Standardabweichung wurden die Zahlen 5, 7, 9 und 11 verwendet.

Die andere Herangehensweise näherte sich vom Maximum ausgehend, an die Reflexzeit. Hierbei wurde zunächst das Maximum der Amplituden während der Muskelkontraktion bestimmt. Das Maximum des Reflexes betrug 100 %. Davon ausgehend wurde der Beginn der Aktivität bestimmt. Hierfür wurde mit 10 %, 15 % und 20 % des Maximums gearbeitet.

Da die Reflexzeiten zwischen den Methoden teilweise stark variierten wurde ein optimierter Wert hinzugenommen. Diesem Wert lagen die beiden anderen Methoden zugrunde. Es folgte einem Algorithmus (Tabelle 4.3), welcher als Ziel hatte die wahrscheinlichste Reflexzeit für jeden Muskel zu bestimmen.

Tabelle 4.3
Algorithmus für den optimierten Wert.

1. Stufe	Bereich eingrenzen, nur Werte zulassen die >20 ms und < 150 ms sind
2. Stufe	Berechnung prozentualer Unterschiede zwischen den benachbarten Stufen
3. Stufe	bei mehr als + 10 % Differenz zur nächsten Stufe wird der größere Wert genommen, ansonsten der kleinere. Wenn nur ein Wert da ist wird dieser genommen.
4. Stufe	Wenn nur ein Wert da ist wird der genommen. Bei Differenz von > 10 % wird der größere Wert genommen, ansonsten der kleinere.

4.5 Statistik

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mit Hilfe des statistischen Softwareprogramms Statistical Package of the Social Sciences (SPSS) Version 18 (IBM Deutschland GmbH, Ehningen) sowie dem Programm Excel, Microsoft (Redmond, USA). Da es sich um metrische, gepaarte, nicht normalverteilte Daten handelte, wurde der Wilcoxon-Test als Signifikanztest verwendet. Für die Korrelationen wurde die Korrelation nach Pearson angewendet.

4.5.1 EMG-Analyse bei isometrischen Kontraktionen

Bei den EMG-Daten bei isometrischen Kontraktionen wurde die berechnete Muskelkraft als weiterer Parameter verwendet, um Korrelationen mit den Reflexzeiten zu ermitteln. Dies wird im nächsten Abschnitt „4.5.3 Korrelationen“ erläutert. Auch wurden die Kraftwerte für die subjektiven Krafteinschätzungen verglichen. Um die Kraftwerte von Bauch- und Rückenlage vergleichen zu können, wurde der Median für jede Situation gebildet. In der Auswertung der EMG-Daten bei isometrischen Kontraktionen wurden die Werte eines einzelnen Muskels betrachtet und die Werte aller Muskeln in der Abhängigkeit der jeweiligen Situation. Bei der Betrachtung der Muskeln (Abschnitt 5.2.2) wurde ein einzelner Muskel betrachtet und seine Aktivität bzw. seine Kraft in den verschiedenen Situationen. Bei der Betrachtung der Situationen (Abschnitt 5.2.3) wurden die einzelnen Situationen miteinander verglichen. Durch das OEMG konnte man genau bestimmen, welcher Muskel bei welcher Situation wie viel Arbeit verübte. Dies wurde jeweils für Bauchlage und Rückenlage separat berechnet. Hierbei wurden die verschiedenen Situationen (subjektive Einschätzung und Gewichte) einzeln voneinander unterschieden und die Aktivität im EMG der verschiedenen Muskeln verglichen. Es wurde jeweils der Median der Muskelaktivität über alle Probanden gebildet.

4.5.2 EMG-Analyse während der Heckkollision

Bei den EMG-Daten während der Heckkollision wurde nach der Bestimmung der Reflexzeiten und der gepoolten Reflexzeiten zunächst eine Rangfolge der Muskeln bestimmt. Hier wurde veranschaulicht, welcher Muskel während eines Aufpralls als erstes reagiert. Anhand der EMG-Kurve konnten zusätzlich die Integrale der einzelnen Muskeln berechnet werden.

4.5.3 Korrelationen

Die Reflexzeiten wurden anschließend mit den Anthropometrischen Daten, sowie mit der Muskelkraft gegenübergestellt und nach Pearson korreliert. Dies wurde für die verschiedenen Reflexzeiten (SD, Max, Optimum) separat getan. Außerdem wurde das berechnete Integral mit den anthropometrischen Daten und der Muskelkraft korreliert. Zusätzlich zu diesen beiden Korrelationen wurden die jeweils gepoolten Daten der Reflexzeiten und der Integrale mit den Anthropometrischen Daten und der Muskelkraft gegenübergestellt.

4.5.4 Heckkollision ohne und mit Vorwarnung

In der Literatur wurden bereits mehrere Studien zur Vorwarnung durchgeführt (Kumar et al. 2000, Siegmund et al. 2003b, Stemper et al. 2006, Mang et al. 2012). Diese zeigen, dass die Vorwarnung die Kopfauslenkung reduzieren kann. Stemper et. al. zeigen, dass die verringerte Kopfauslenkung sich positiv auf die nachfolgenden Symptome nach einer Kollision auswirken kann (Stemper et al. 2006). Die Vorwarnung kann daher präventiv wirken und Beschleunigungsverletzungen vorbeugen. Da die Vorwarnung somit in den verschiedenen Situationen bei der simulierten Heckkollision eine wichtige Rolle spielt, wurden diese untereinander verglichen. Dafür wurde der Median der Reflexzeiten aller Probanden für jeden einzelnen Muskel in jeder einzelnen Situation bestimmt. Dies geschah wieder für jede Reflexdetektion einzeln. Außerdem wurde jeweils der Median für die Integrale der Probanden gemittelt um auch hier einen repräsentativen Wert zu erhalten. Dies geschah für jede Integrallänge separat. Für den Vergleich der Heckkollision ohne und mit Vorwarnung wurden zusätzlich wiederum auch die gepoolten Daten der Reflexzeit und der Integrale verwendet.

5 Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit vorgestellt. Zunächst wird das Probandenkollektiv analysiert. Anschließend werden die EMG-Daten bei isometrischen Kontraktionen, während der Heckkollision und der Heckkollision ohne und mit Vorwarnung dargelegt.

5.1 Anthropometrische Daten

Insgesamt wurden 32 männliche Probanden untersucht, wobei sich die Probanden nur gering im Alter unterschieden (Abb. 5.1). Der Median lag bei 24,0 Jahren ($\pm 2,031$ Standardabweichung).

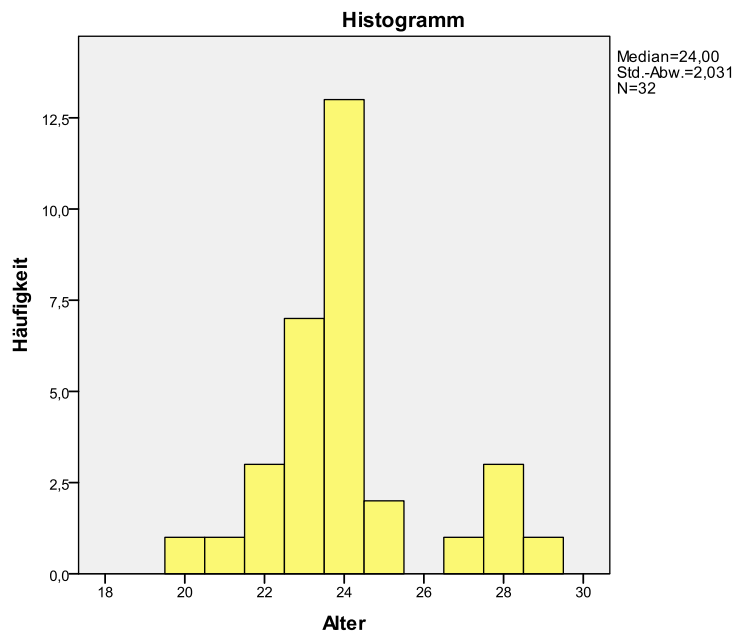


Abbildung 5.1
Altersverteilung der Probanden.

Die restlichen anthropometrischen Daten unterschieden sich teilweise. So wiesen vor allem das Körpergewicht (Minimum 65,9 kg und Maximum 116,2 kg) und die Körperhöhe (Minimum 166,0 cm und Maximum 204,5 cm) eine starke Streuung auf. Die Verteilung der erhobenen Daten werden in Tabelle 5.1 veranschaulicht.

Tabelle 5.1
Statistik der anthropometrischen Daten.

	N		Mittelwert	Median	Standard- abweichung	Minimum	Maximum
	Gültig	Fehlend					
Alter	32	0	24,06	24,00	2,031	20	29
Körpergewicht (kg)	32	0	79,334	77,400	11,2809	65,9	116,2
Körperhöhe (cm)	32	0	181,672	181,500	8,3826	166,0	204,5
BMI	32	0	24,0089	23,4025	2,78189	20,78	33,95
Nackenlänge (cm)	32	0	10,719	10,750	1,4252	7,5	14,0
vordere_Halslänge (cm)	32	0	10,281	10,250	1,6988	6,5	14,5
Halsumfang (cm)	32	0	37,53	38,00	1,984	34	43
Halsindex	32	0	3,7513	3,6000	,70166	2,50	6,46
Stammlänge (cm)	32	0	94,359	94,000	3,9293	87,5	103,0
Kopfumfang (cm)	32	0	57,719	57,750	1,2696	55,0	60,0
HFD_Trizeps (mm)	32	0	9,8828	9,1250	3,80046	4,50	20,25
HFD_Subscapular (mm)	32	0	12,5703	10,8750	5,93861	8,00	39,00
HFD_Hüfte (mm)	32	0	18,2891	16,2500	7,77224	8,50	45,25
HFD_Kinn (mm)	32	0	6,2969	5,5000	2,78999	3,00	18,50
Körperfettanteil (%)	32	0	18,6712	17,4742	4,29362	11,40	31,08

5.2 Elektromyographische Ergebnisse bei isometrischen Kontraktionen

Bei der Auswertung der EMG-Daten bei isometrischen Kontraktionen muss bedacht werden, dass nicht alle Probanden alle Situationen dieser Untersuchung absolvieren konnten. Nur 20 Probanden schafften es in Rückenlage das Gewicht mit 7,5 kg ruhig zu halten. Das Gewicht mit 10 kg schafften sogar nur 8 Probanden in Rückenlage ruhig zu halten. In Bauchlage war die Datenlage sehr viel besser, hier schaffte es nur ein Proband nicht das Gewicht mit 10 kg zu halten (Abb. 5.2).

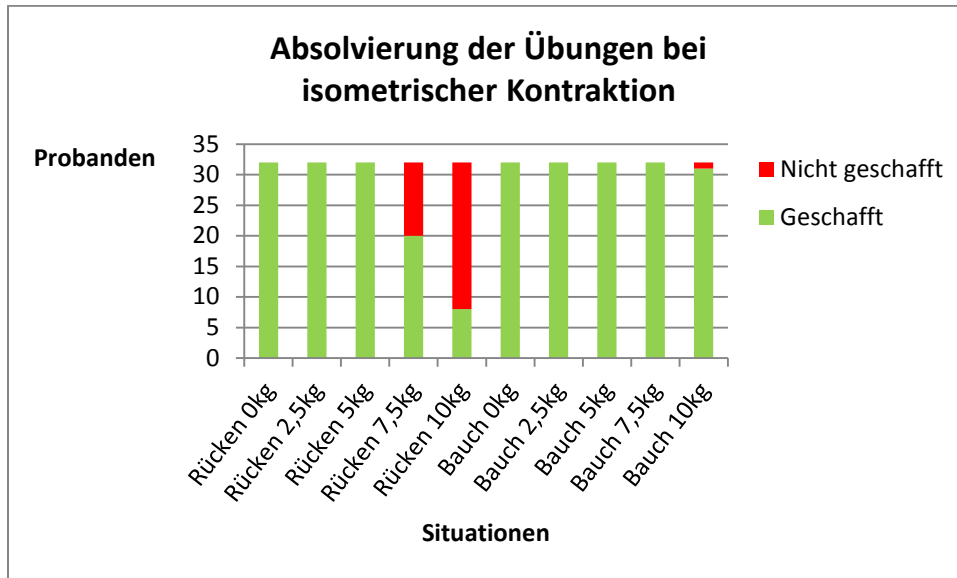


Abbildung 5.2

Anzahl der Probanden, welche die verschiedenen Übungen bei isometrischen Kontraktionen in Bauch- und Rückenlage absolvieren konnten.

5.2.1 Subjektive Kraftmessung

In der Subjektiven Kraftmessung sollten die Probanden selbst einschätzen wie stark sie gegen den Kraftsensor ziehen, um die Abstufungen: „leicht“, „mittel“ und „maximal gegen den Kraftsensor ziehen“ zu erfüllen. Aus der Messung „maximal“ ergab sich dann die Maximalkraft für jeden Probanden für die Bauch- und Rückenlage. Diese wurde später für die Korrelationen mit den Reflexzeiten weiterverwendet. Da die Messung der Maximalkraft mehrfach durchgeführt wurde, wurde für jeden Proband die Messung ausgewählt welche den höchsten Wert ergab, da diese dem Maximum am nächsten kommt. Um einen durchschnittlichen Kraftwert in Bauch- und Rückenlage zu ermitteln, wurde von allen Probanden jeweils der Median gebildet. Der Median für die Muskelkraft in Rückenlage für die subjektive Einschätzung „maximal“ lag bei 63,00 N („mittel“ bei 13,90 N und „leicht“ bei 7,91 N). Für die „maximale“ Muskelkraft in Bauchlage lag der Median bei 181,65 N („mittel“ bei 34,98 N und „leicht“ bei 18,58 N). In Abbildung 5.3 sind die Medianwerte der „maximalen“ Kraft, sowie die Medianwerte für die subjektive Einschätzung von „leicht“ und „mittel“ veranschaulicht. Die Werte der Einschätzungen „leicht“, „mittel“ und „maximal“ in Bauchlage unterscheiden sich alle signifikant von den Einschätzungen „leicht“, „mittel“ und „maximal“ in Rückenlage ($p < 0,001$).

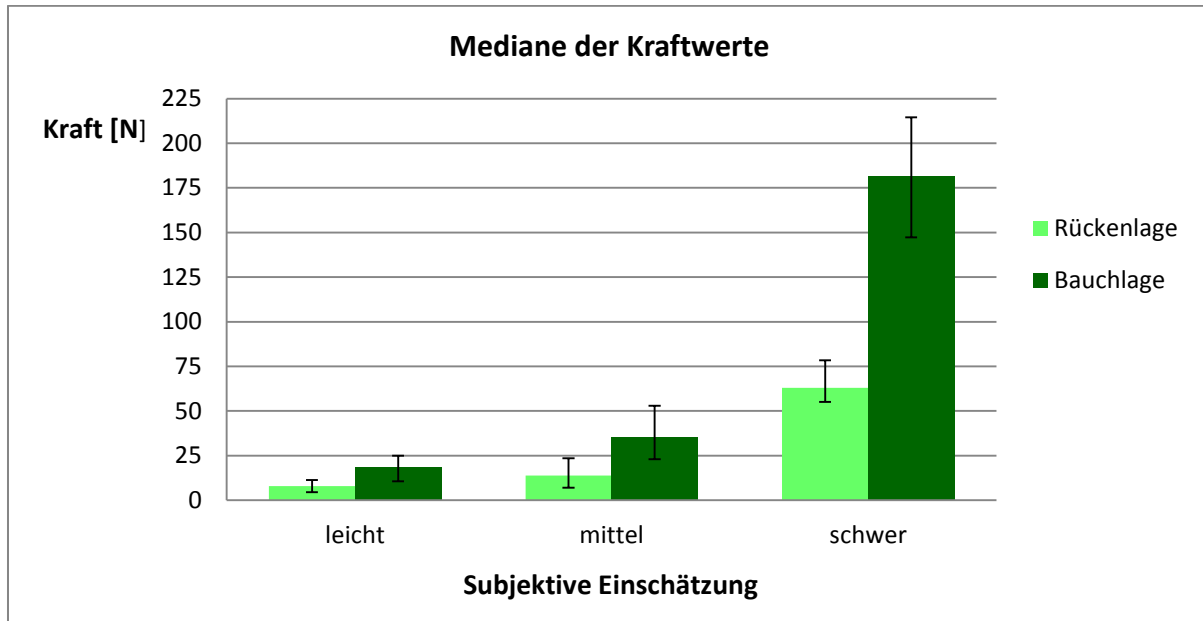


Abbildung 5.3

Darstellung der subjektiven Kraftwerte aller Probanden als Median mit Quartilenabstand für Bauch- und Rückenlage.

5.2.2 Kraftwerte und EMG-Aktivität der einzelnen Muskeln

Bei dieser Auswertung wurde jeder Muskel einzeln für sich betrachtet. Da während der subjektiven Kraftmessung und der Messung mit Gewichten außerdem ein OEMG abgeleitet wurde, konnte der Zusammenhang zwischen Kraft und Muskelaktivität visuell für jeden Muskel abgebildet werden (Abb. 5.4 und Abb. 5.5). Es zeigt wie der EMG-Ausschlag des Muskels mit wachsendem Gewicht ansteigt. Die Kraft der Gewichte wurde definiert durch deren Masse multipliziert mit der Gravitationsbeschleunigung g ($g = 9,81 \text{ m/s}^2$). Die Bauchlage (Abb. 5.4) und Rückenlage (Abb. 5.5) wurden getrennt betrachtet. Man erkennt jeweils den Median, sowie die Abweichungen der Muskelaktivität und der Kraft. Da die Kraft der Gewichte fest definiert war, gab es hier keine horizontale Abweichung. Für die Bauchlage wurde in der Abbildung als Beispiel der M. erector spinae cervicale links (ErcSpCL) ausgewählt, da er von den untersuchten Muskeln den höchsten Ausschlag im EMG während der subjektiven Maximalkraftmessung in Bauchlage aufwies (Abb. 5.4).

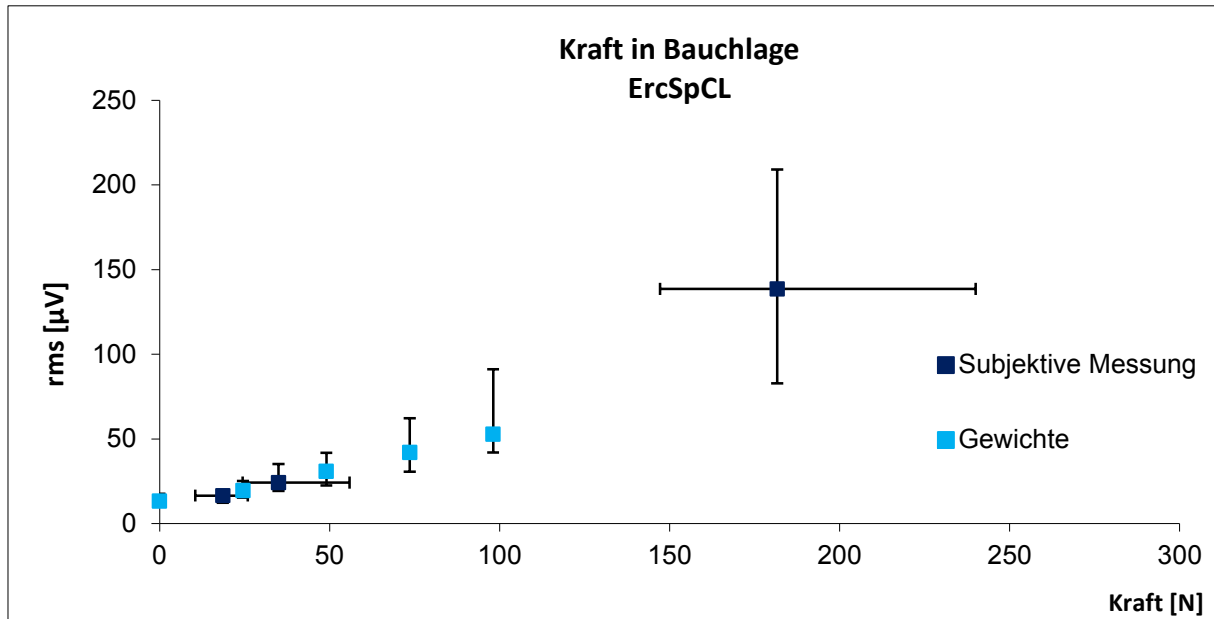


Abbildung 5.4

Zusammenhang zwischen Kraft und EMG-Ausschlag des Muskels für die Subjektive Messung und Messung mit Gewichten, in Bauchlage am Beispiel des M. erector spinae cervicale links; Darstellung des Medians aller 32 Probanden mit jeweiligem Quartilenabstand (das Gewicht 10 kg schafften 31 Probanden)

Für die Rückenlage wurde in der Abbildung als Beispiel der M. sternothyroideus links (StThyrL) ausgewählt, da er von den untersuchten Muskeln den höchsten Ausschlag im EMG während der subjektiven Maximalkraftmessung in Rückenlage aufwies (Abb. 5.5).

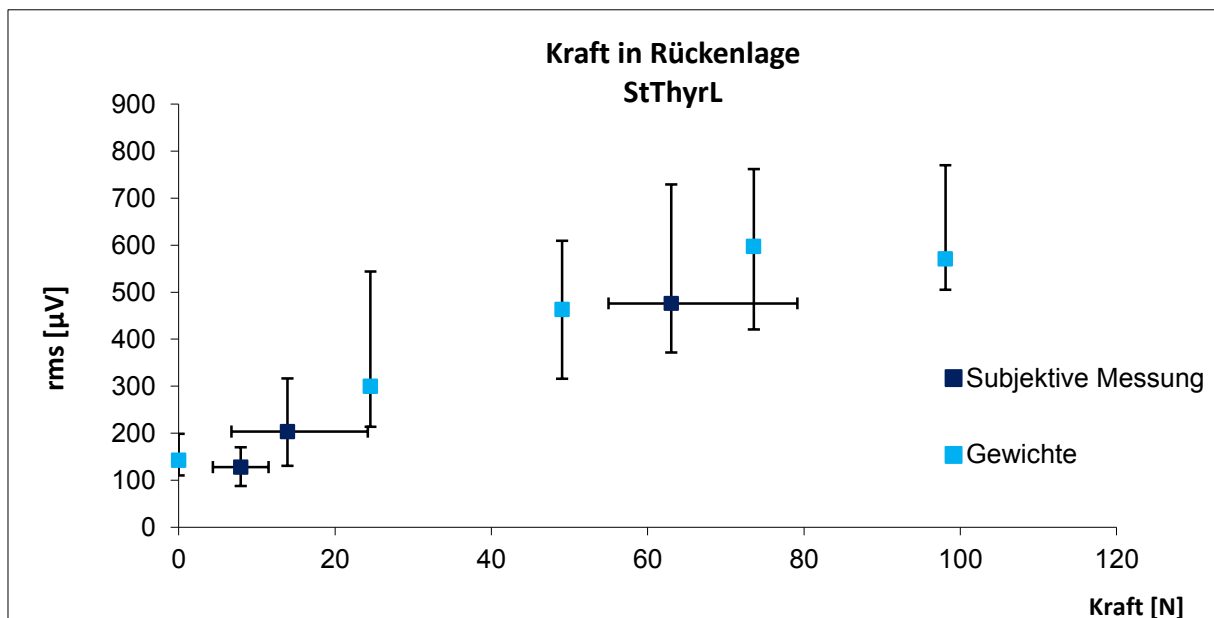


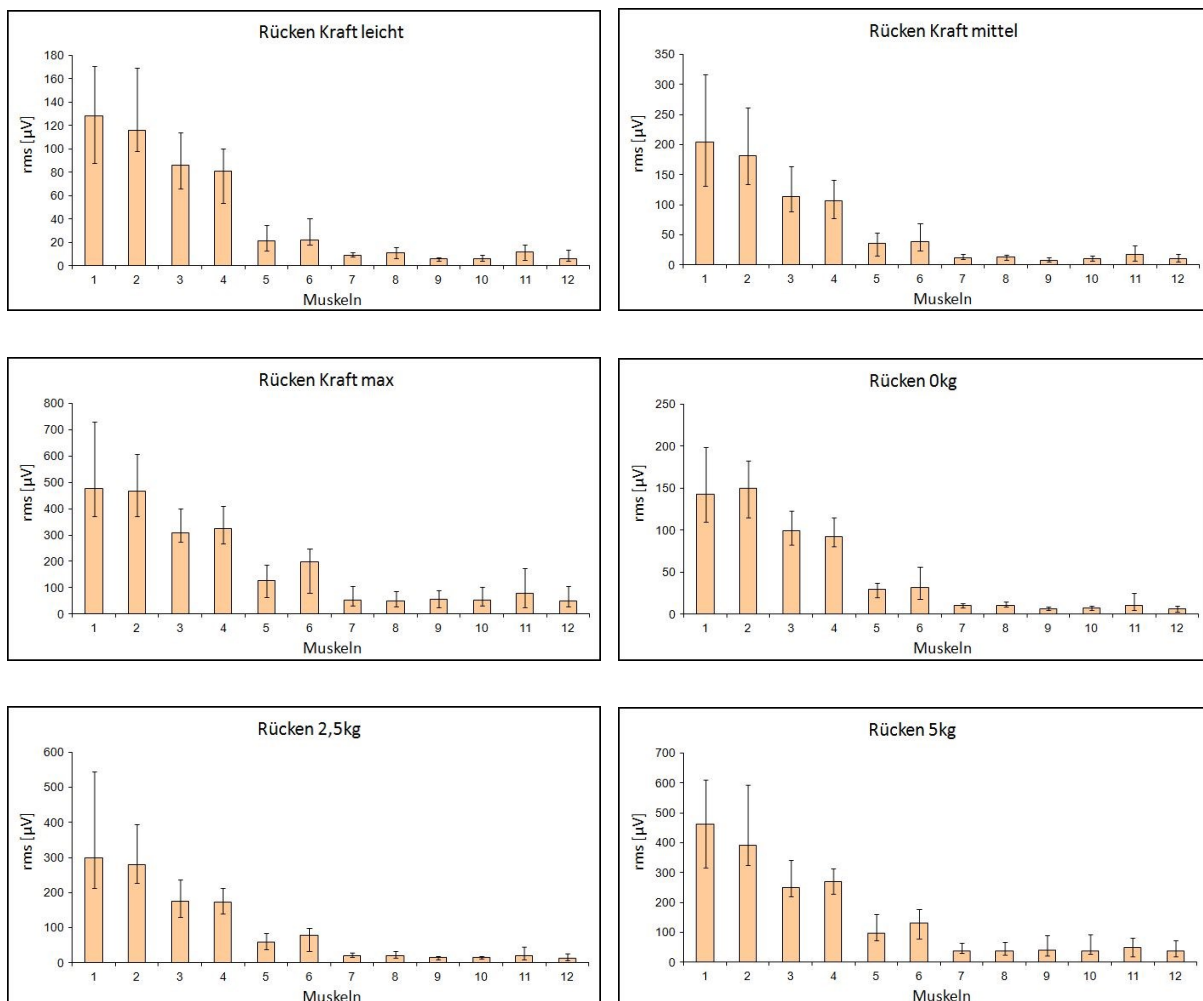
Abbildung 5.5

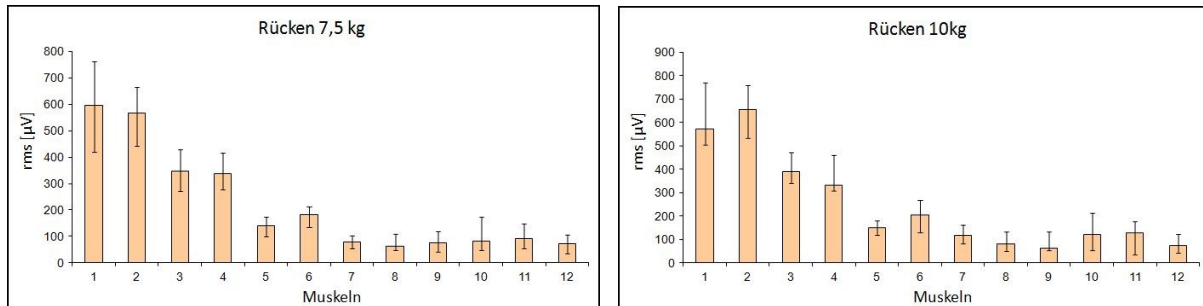
Zusammenhang zwischen Kraft und EMG-Ausschlag des Muskels für die Subjektive Messung und die Messung mit Gewichten, in Rückenlage am Beispiel des Sternothyroideus Links; Darstellung des Medians aller 32 Probanden mit jeweiligem Quartilenabstand (das Gewicht 7,5 kg schafften 20 Probanden; das Gewicht 10 kg schafften 8 Probanden).

5.2.3 EMG-Aktivität bei isometrischen Kontraktionen

Bei der Betrachtung der EMG-Daten bei isometrischen Kontraktionen wurde die Aktivität aller Muskeln verglichen. Hierfür wurden sowohl die Messungen mit der subjektiven Einschätzungen „leicht“, „mittel“ und „maximal“ verwendet, als auch die Messungen mit den definierten Gewichten 0 kg, 2,5 kg, 5 kg, 7,5 kg, 10 kg. Außerdem wurde die Muskelaktivität in Bauch- und Rückenlage verglichen. Dafür wurde von den einzelnen Probanden für jeden Muskel ein Median von der Muskelaktivität gebildet und veranschaulicht. Dadurch ist zu erkennen welche Muskelgruppen in welchen Situationen der isometrischen Kontraktionen aktiv waren.

Die folgenden Abbildungen (Abb. 5.6) zeigen die Muskelaktivität, abhängig von der jeweiligen Situation der isometrischen Kontraktion in Rückenlage.



**Abbildung 5.6**

Darstellung der EMG-Aktivität als Mediane mit Quartilenabstand während der verschiedenen Situationen bei isometrischen Kontraktionen in Rückenlage, die Zahlen in der x-Achse stehen für folgende Muskeln: 1 (M. sternothyroideus links), 2 (M. sternothyroideus rechts), 3 (M. sternocleidomastoideus links), 4 (M. sternocleidomastoideus rechts), 5 (M. splenius capitis links), 6 (M. splenius capitis rechts), 7 (M. erector spinae cervicale links), 8 (M. erector spinae cervicale rechts), 9 (M. trapezius descendens links), 10 (M. trapezius descendens rechts), 11 (M. trapezius transversus links), 12 (M. trapezius transversus rechts).

In Rückenlage erkennt man deutlich, dass ein Unterschied in der Muskelaktivierung zwischen der vorderen Halsmuskulatur und der Nacken- und Schultermuskulatur während der Flexion bestand ($p=0,012$). Während der Flexion war die vordere Halsmuskulatur, also der M. sternothyroideus und der M. sternocleidomastoideus aktiv und verrichteten die größte Muskelarbeit. Außerdem war zu erkennen, dass die Muskelaktivität von den Gewichten abhängt ($r=0,985$; $p=0,002$). So stieg die Muskelarbeit mit Zunahme der Gewichte. Um den Kopf ohne Gewichte, also 0 kg zu heben benötigte der M. sternothyroideus links eine Aktivität von 142,48 rms (μV) und rechts von 150,21 rms (μV), wohingegen die Aktivität bei einer Last von 10 kg bereits auf 571,07 rms (μV) gestiegen war für den M. sternothyroideus links bzw. 654,91 rms (μV) beim M. sternothyroideus rechts. In Tabelle 5.2 sind alle Medianwerte der EMG-Daten bei isometrischen Kontraktionen in Rückenlage dargestellt.

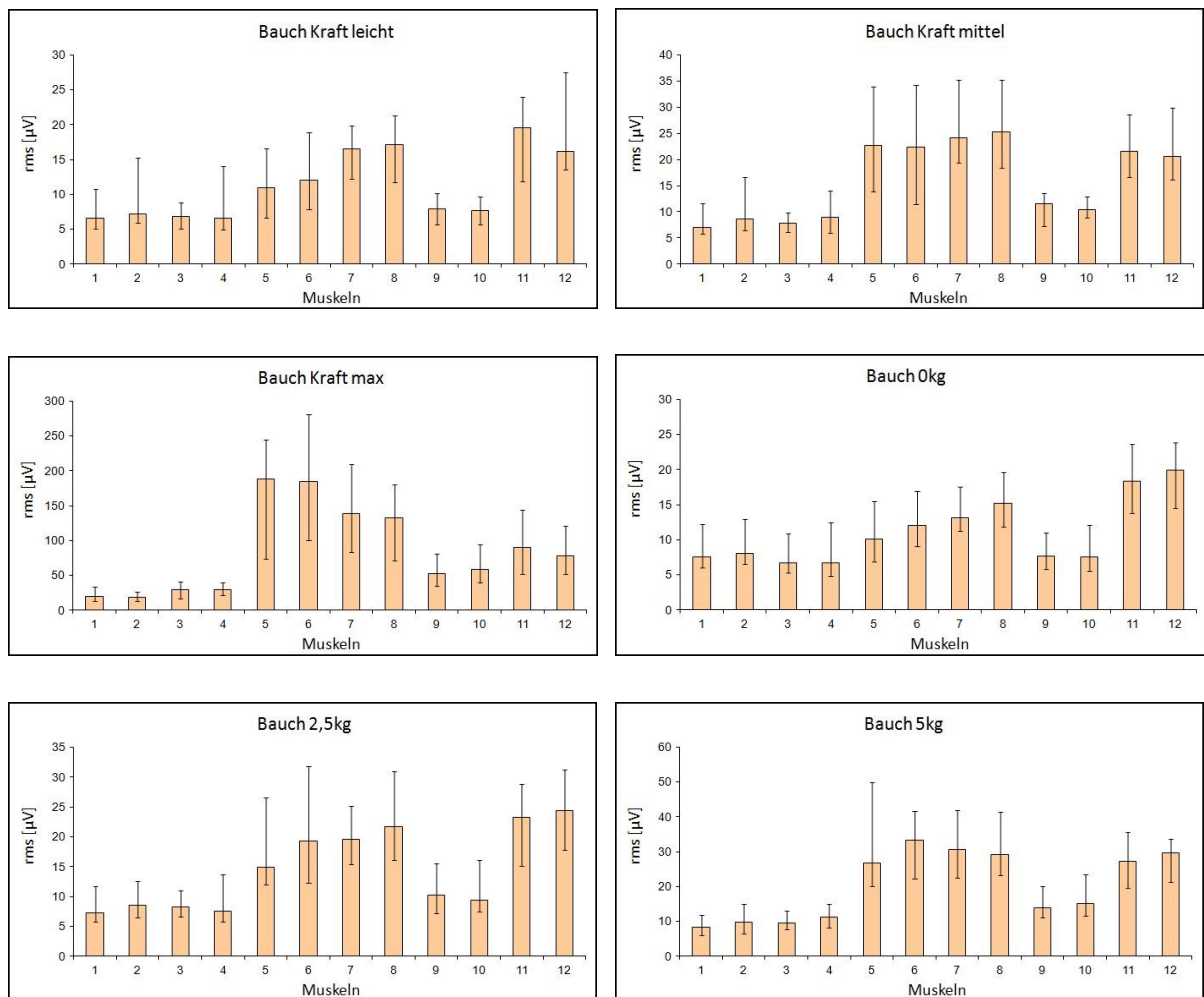
Tabelle 5.2

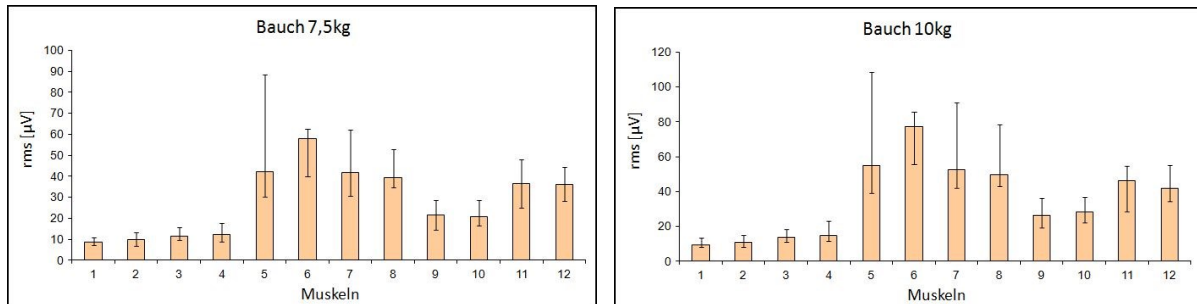
Übersicht der Mediane von der EMG-Aktivität (in rms [μV]) der verschiedenen Muskeln in den verschiedenen Situationen der isometrischen Kontraktion, in Rückenlage.

Rückenlage	leicht	mittel	maximal	0 kg	2,5 kg	5 kg	7,5 kg	10 kg
stThyrL	128,07	203,59	476,15	142,49	300,10	463,23	597,31	571,08
stThyrR	115,87	181,99	468,11	150,21	279,55	391,81	568,24	654,91
sterCIL	86,21	113,53	308,01	99,24	175,43	249,90	346,76	390,34
sterCIR	80,94	106,48	324,39	92,49	173,59	269,71	337,34	333,42
splCapL	21,57	36,27	126,96	29,54	60,07	97,53	140,01	150,95
splCapR	21,80	38,80	197,27	32,09	77,66	129,62	180,79	205,36

ErcSpCL	9,20	11,76	51,21	10,50	20,70	38,64	78,01	119,22
ErcSpCR	10,97	13,38	50,03	10,15	19,08	37,64	63,80	79,72
trpDscL	5,89	8,02	56,68	6,52	14,10	41,26	75,05	64,62
trpDscR	6,27	9,72	53,69	6,96	14,95	37,58	82,86	121,06
trpTrnL	11,57	17,62	78,02	10,81	20,51	49,97	90,82	128,65
trpTrnR	5,97	9,98	50,91	6,40	13,33	36,46	72,19	74,13

Dieselben Betrachtungen wurden auch für die Bauchlage durchgeführt und in Abbildung 5.7 veranschaulicht. Auch hier wurden alle untersuchten Muskeln mit ihrer jeweiligen Muskelaktivität in der jeweiligen Situation der isometrischen Kontraktion dargestellt.



**Abbildung 5.7**

Darstellung der EMG-Aktivität als Mediane mit Quartilenabstand während der verschiedenen Situationen bei isometrischen Kontraktionen in Bauchlage, die Zahlen in der x-Achse stehen für folgende Muskeln: 1 (M. sternothyroideus links), 2 (M. sternothyroideus rechts), 3 (M. sternocleidomastoideus links), 4 (M. sternocleidomastoideus rechts), 5 (M. splenius capitis links), 6 (M. splenius capitis rechts), 7 (M. erector spinae cervicale links), 8 (M. erector spinae cervicale rechts), 9 (M. trapezius descendens links), 10 (M. trapezius descendens rechts), 11 (M. trapezius transversus links), 12 (M. trapezius transversus rechts).

In Bauchlage erkennt man deutlich, dass ein Unterschied in der Muskelaktivierung zwischen der vorderen Halsmuskulatur und der Nacken- und Schultermuskulatur während der Extension bestand ($p=0,012$). Während der Extension war die Nacken- und Schultermuskulatur, also der M. splenius capitis, der M. erector spinae cervicale, der M. trapezius descendens und der M. trapezius transversus aktiv und verrichteten die größte Muskelarbeit. Außerdem war zu erkennen, dass die Muskelaktivität von den Gewichten abhängt ($r=0,997$; $p<0,0001$). So stieg die Muskelarbeit mit Zunahme der Gewichte.

Um den Kopf ohne Gewichte, also 0 kg in Bauchlage zu heben benötigte der M. splenius capitis links z.B. eine Aktivität von 10,12 rms (μV) bzw. 12,00 rms (μV) auf der rechten Seite. Bei einem Gewicht von 10 kg stieg diese Aktivität auf 55,04 rms (μV) auf der linken Seite und auf 77,06 rms (μV) auf der rechten Seite. Dies wird in allen Nacken- und Schultermuskeln deutlich. In Tabelle 5.3 sind alle Medianwerte der EMG-Daten bei isometrischen Kontraktionen in Bauchlage dargestellt.

Tabelle 5.3

Übersicht der Mediane von der EMG-Aktivität (in rms [μV]) der verschiedenen Muskeln in den verschiedenen Situationen der isometrischen Kontraktion, in Bauchlage.

Bauchlage	leicht	mittel	maximal	0 kg	2,5 kg	5 kg	7,5 kg	10 kg
stThyrL	6,55	6,92	19,90	7,59	7,20	8,32	8,67	9,53
stThyrR	7,20	8,57	18,12	8,05	8,54	9,72	9,94	10,65
sterCIL	6,85	7,84	29,05	6,75	8,25	9,46	11,59	13,96
sterCIR	6,60	9,01	29,88	6,68	7,49	11,11	12,22	14,69

splCapL	10,94	22,72	188,36	10,13	14,85	26,65	42,28	55,05
splCapR	12,06	22,28	184,79	12,00	19,28	33,20	57,75	77,07
ErcSpCL	16,54	24,20	138,66	13,13	19,50	30,67	41,92	52,76
ErcSpCR	17,16	25,30	132,81	15,20	21,65	29,17	39,48	49,65
trpDscL	7,86	11,57	52,74	7,72	10,29	13,99	21,35	26,52
trpDscR	7,66	10,45	59,08	7,53	9,44	15,04	20,55	28,32
trpTrnL	19,60	21,63	89,56	18,29	23,17	27,26	36,70	46,29
trpTrnR	16,15	20,55	78,28	19,88	24,40	29,53	36,24	41,63

Vergleicht man die Abbildungen in Rückenlage (Abb. 5.6) mit denen in Bauchlage (Abb. 5.7) wird die verschiedene Aktivität während Flexion und Extension deutlich. Während der Flexion waren vor allem die vordere Halsmuskulatur, also der M. sternothyroideus und der M. sternocleidomastoideus aktiv. Unterdessen war während der Extension die Nacken- und Schultermuskulatur wie der M. splenius capitis, der M. erector spinae cervicale, der M. trapezius descendens und der M. trapezius aktiv.

5.3 Elektromyographische Ergebnisse während der Heckkollision

Hier werden die Daten des EMG während der Heckkollision ausgewertet. Es werden die Reflexdetektion, die Reflexzeiten und deren Rangfolge, sowie die Integrale der Reflexe betrachtet.

5.3.1 Reflexdetektion

Die Methodenwahl zur Reflexdetektion gestaltete sich schwierig, da keine Methode zu 100% in jeder Situation während des Aufpralls einen Reflex detektieren konnte. Fasst man alle Probanden (32), alle Situationen der Heckkollision (4) und alle Muskeln (12) zusammen und betrachtet hierbei die jeweilige Reflexdetektion der jeweiligen Herangehensweise, dann erbrachte die optimierte Reflexdetektion die meisten Werte. Der optimierte Wert konnte 87,2 % der Reflexe detektieren. Die Reflexdetektion „10 Max“ erbrachte am wenigsten Reflexe mit einer Reflexdetektion von 49,2 %. Mit wie viel Prozent die jeweiligen Methoden einen Reflex detektieren konnten ist in Abbildung 5.8 dargestellt. Die reine Anzahl der detektierten Reflexe gibt jedoch noch keinen Aufschluss darüber, welche Methode besser ist.

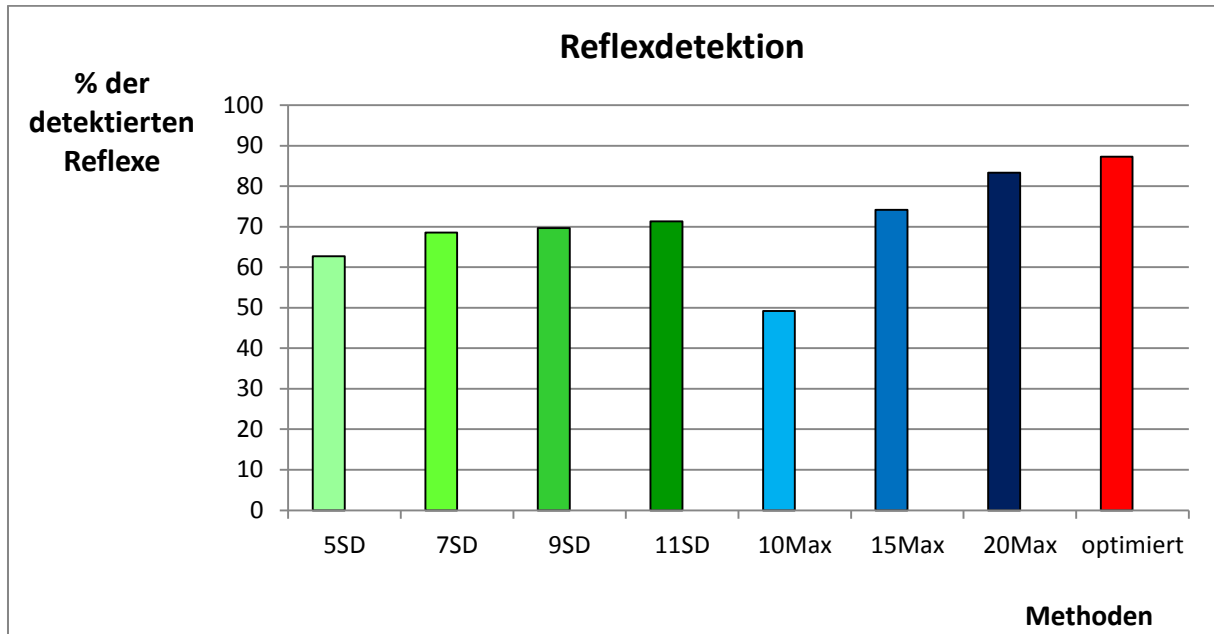


Abbildung 5.8

Reflexdetektion der verschiedenen Methoden in Prozent (%). Bei 12 Muskeln, 32 Probanden und 4 Situationen bei der Heckkollision waren insgesamt 1536 detektierbare Reflexe pro Methode möglich.

5.3.2 Reflexzeiten

Da mit verschiedenen Reflexdetektionen gearbeitet wurde, ergeben sich unterschiedliche Reflexzeiten. In Tabelle 9.1 des Anhangs finden sich die Medianwerte der Reflexzeiten für alle Methoden in den unterschiedlichen Situationen während des Aufpralls.

Zusätzlich wurden die gepoolten Reflexzeiten berechnet. Da diese auch mit verschiedenen Reflexdetektionen berechnet wurden, ergeben sich auch hier unterschiedliche Zeiten. In Tabelle 9.2 des Anhangs finden sich die Medianwerte der gepoolten Reflexzeiten für alle Methoden in den unterschiedlichen Situationen während des Aufpralls.

5.3.3 Rangfolge der Reflexe

Bei der Rangfolge der Reflexzeiten wurden die Reflexzeiten nach Ihrer entsprechenden Zeit sortiert. Dabei wurde dem Muskel mit der kürzesten Reflexzeit der Rang 1 gegeben, aufsteigend nach der Reflexzeit wurden dann die restlichen Ränge bis 12 verteilt. Abbildung 5.9 stellt also eine Reihenfolge der Reflexzeiten dar. Da die Reflexzeiten mit unterschiedlichen Methoden berechnet wurden, werden diese getrennt dargestellt und es entstehen teilweise unterschiedliche Rangzahlen in den verschiedenen Detektionen. Diese Darstellung bezieht sich auf Situation eins des Aufpralls, also den Aufprall ohne Vorwissen

und ohne Vorwarnung des Probanden. Vergleicht man die Reflexzeit eines Muskels mit dem Muskel des darauffolgenden Ranges, so ist kein signifikanter Unterschied zu erkennen ($p>0,05$). Fasst man jedoch den M. sternothyroideus und den M. sternocleidomastoideus als vordere Halsmuskulatur zusammen und vergleicht sie mit der Nacken- und Schultermuskulatur, dann zeigen sich Unterschiede in der Reflexzeit ($p=0,012$). Die vordere Halsmuskulatur ist somit signifikant vor der Nacken- und Schultermuskulatur aktiv. Als Eigenständige Muskelgruppe kann der M. splenius capitis betrachtet werden, da er sich jeweils von der vorderen Halsmuskulatur und von der Nacken- und Schultermuskulatur unterscheidet ($p=0,012$).

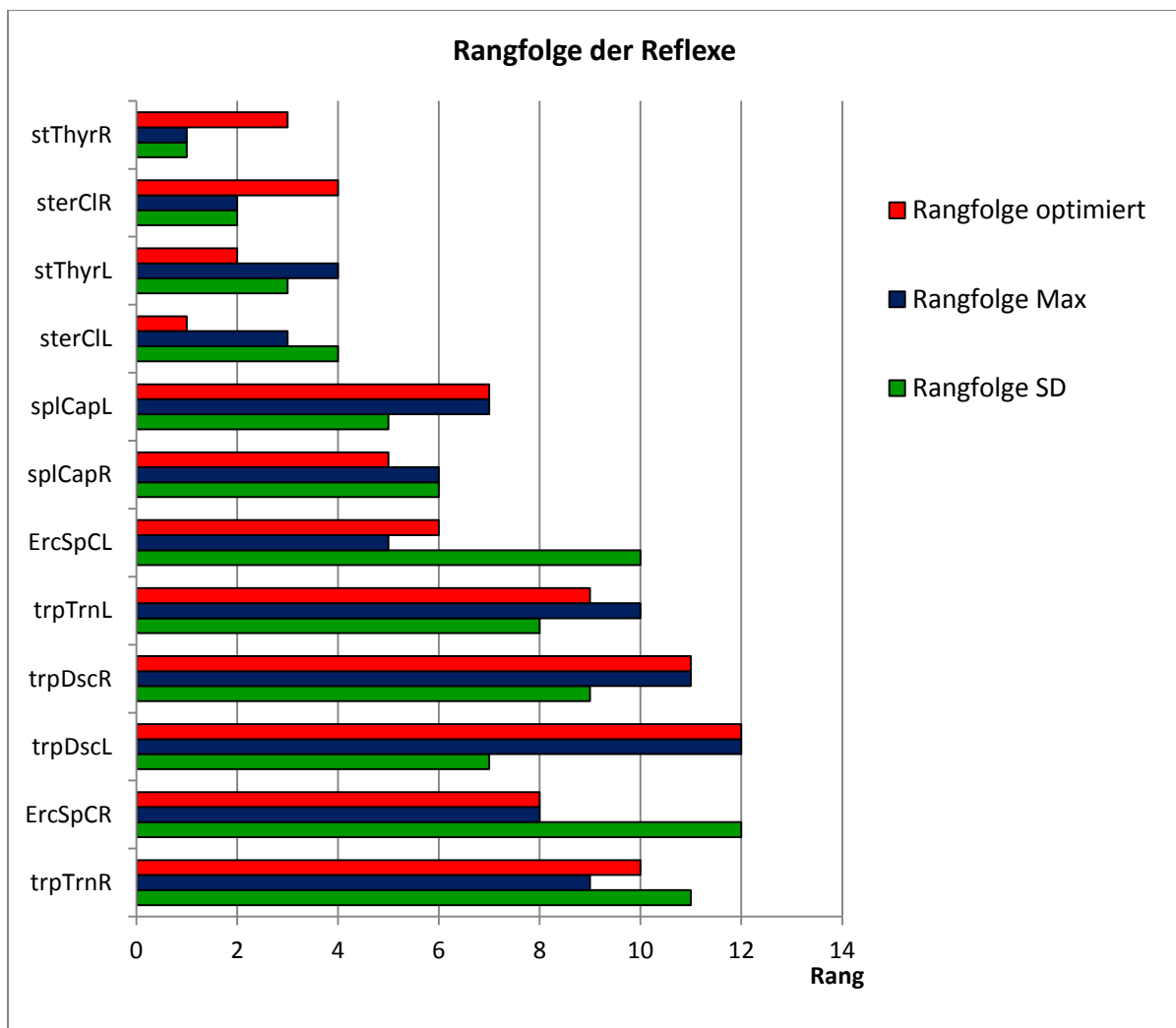


Abbildung 5.9
Rangfolge der Muskeln, wobei Rang 1 den Muskel mit der kürzesten Reflexzeit angibt. Aufsteigend nach der Reflexzeit wurden die restlichen Ränge bis 12 verteilt.

Für die gepoolten Reflexzeiten wurde ebenfalls eine Rangfolge bestimmt. Auch hier wurde dem Muskel mit der kürzesten Reflexzeit der Rang 1 gegeben und die restlichen Ränge bis 6 wurden an die Muskeln aufsteigend nach der Reflexzeit verteilt (Abb. 5.10).

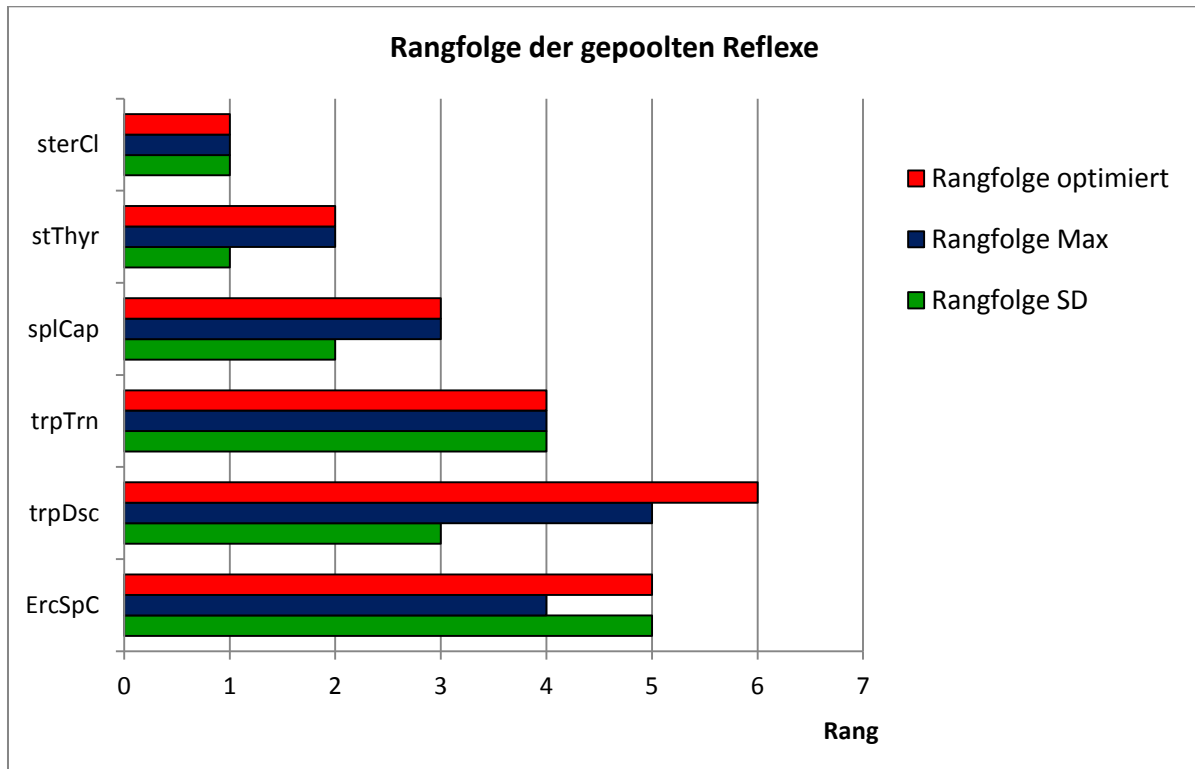


Abbildung 5.10

Rangfolge der gepoolten Muskeln, wobei Rang 1 den Muskel mit der kürzesten Reflexzeit angibt. Aufsteigend nach der Reflexzeit wurden die restlichen Ränge bis 6 verteilt.

Vergleicht man die gepoolten Reflexzeiten eines Muskels mit dem Muskel des darauffolgenden Ranges, so ist kein signifikanter Unterschied zu erkennen ($p > 0,05$). Außer beim M. splenius capitis, hier erscheint ein Unterschied zum vorangehenden Rang ($p = 0,012$) und zum nachfolgenden Rang ($p = 0,025$). Fasst man jedoch den M. sternothyroideus und den M. sternocleidomastoideus als vordere Halsmuskulatur zusammen und vergleicht sie mit der Nacken- und Schultermuskulatur, dann zeigen sich Unterschiede in der gepoolten Reflexzeit ($p = 0,012$). Die vordere Halsmuskulatur ist somit signifikant vor der Nacken- und Schultermuskulatur aktiv. Als Eigenständige Muskelgruppe kann der M. splenius capitis betrachtet werden, da er sich jeweils von der vorderen Halsmuskulatur und von der Nacken- und Schultermuskulatur unterscheidet ($p = 0,012$).

5.3.4 Integrale

Für jeden Muskel wurde das jeweilige Integral gebildet. Dabei wurde mit verschiedenen Integrallängen gerechnet (100 ms, 125 ms, 150 ms, 175 ms, 200 ms). Dies wurde wieder für alle Muskeln in allen Situationen während des Aufpralls gemacht. Die Medianwerte für die Integrale finden sich in Tabelle 9.3 des Anhangs.

Außerdem wurden die gepoolten Daten verwendet um zusätzlich gepoolte Integrale zu berechnen. Auch bei diesen wurden verschiedenen Integrallängen verwendet (100 ms, 125 ms, 150 ms, 175 ms, 200 ms). Jeder Muskel erhielt somit ein Integral in allen Situationen während des Aufpralls. Die Medianwerte für die gepoolten Integrale finden sich in Tabelle 9.4 des Anhangs. Der Vergleich der Integrale wird im Kapitel „5.5 Elektromyographische Ergebnisse bei Heckkollision ohne und mit Vorwarnung“ erläutert.

5.4 Korrelationen

Für die Berechnung der Korrelationen wurden die anthropometrischen Daten, sowie die maximale Kraft in Bauch- und Rückenlage mit den Reflexzeiten und den Integralen nach Pearson korreliert.

5.4.1 Reflexzeiten

Es bestand ein schwacher Zusammenhang mit den Reflexantworten der vorderen Halsmuskulatur ($r^2 > 0,4$). Die Korrelation zeigte sich zwischen der Reflexzeit des M. sternothyroideus links und der maximalen Muskelkraft der vorderen Halsmuskulatur ($r = -0,75$; $r^2 = 0,57$ bei „5 SD“) sowie zwischen der Reflexzeit des M. sternothyroideus links und der Nackenlänge ($r = -0,67$; $r^2 = 0,45$ bei „5 SD“). Bei diesen beiden Korrelationen zeigten sich jeweils negative Beziehungen. Je größer die Kraft der Muskulatur der vorderen Halsmuskulatur war, umso kürzer war die Reflexzeit ($r = -0,75$) und je länger der Nacken war, umso schneller war die Reflexzeit ($r = -0,67$). Die Korrelationen werden in Abb. 5.11 dargestellt und die relevanten Korrelationen grün hervorgehoben.

Diese Zusammenhänge wurden in den Situationen eins (Aufprall unbekannt) und zwei (Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung) sichtbar bei einer Reflexdetektion mit „5 SD“ und „7 SD“. Die anderen untersuchten Parameter zeigten keine systemischen Korrelationen, da sie

immer nur vereinzelt auftauchen. Für einen systemischen Zusammenhang muss die Korrelation jedoch in mehreren Situationen und in mehreren Detektionsarten auftauchen. Erst dann kann man von einer richtigen Korrelation ausgehen.

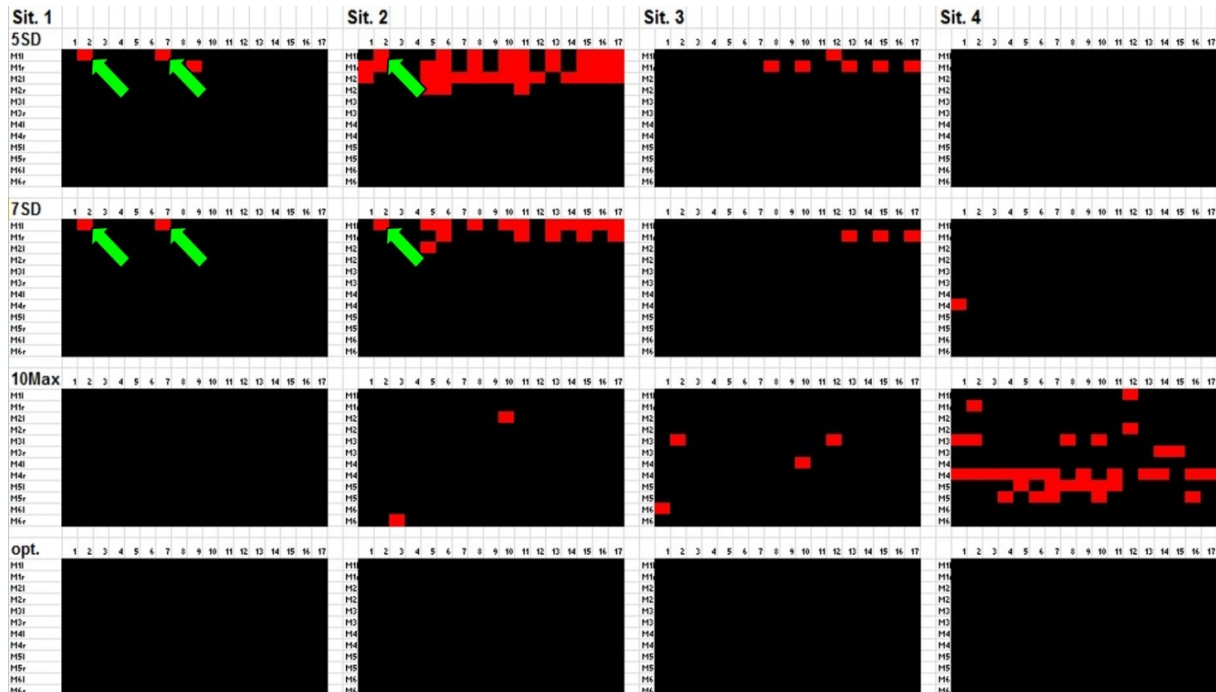


Abbildung 5.11

Korrelationen zwischen anthropometrischen Daten (waagrecht) – (1) Kraftwert Bauchlage (2) Kraftwert Rückenlage (3) Alter (4) Körpergewicht (5) Körperhöhe (6) BMI (7) Nackenlänge (8) Vordere Halslänge (9) Halsumfang (10) Halsindex (11) Stammlänge (12) Kopfumfang (13) HFD Trizeps (14) HFD Subscapular (15) HFD Hüft (16) HFD Kinn (17) Körperfettanteil - und Reflexantworten der untersuchten Muskeln (senkrecht) in den verschiedenen Situationen des Aufpralls für ausgewählte Detektionsarten. Bei einer Korrelation $r^2 > 0,4$ erscheint das entsprechende Kästchen rot. Extra hervorgehoben wurden wiederkehrende und somit relevante Korrelationen.

Die gepoolten Daten der Reflexzeiten wurden zusätzlich mit den anthropometrischen Daten korreliert. Allerdings ergaben sich hier keine systemischen Korrelationen ($r < 0,63$; $r^2 < 0,4$).

5.4.2 Integrale

Die berechneten Integrale wurden mit den anthropometrischen Daten korreliert. Hierfür wurden die verschiedenen Integrallängen (100 ms, 125 ms, 150 ms, 175 ms, 200 ms) für jeden Muskel in jeder einzelnen Situation des Aufpralls mit den anthropometrischen Daten korreliert. Es ergaben sich keine Korrelationen ($r < 0,63$; $r^2 < 0,4$).

Auf gleiche Weise wurden die gepoolten Integrale mit den anthropometrischen Daten korreliert. Auch hier ergaben sich keine Korrelationen ($r < 0,63$; $r^2 < 0,4$).

5.5 Elektromyographische Ergebnisse bei Heckkollision ohne und mit Vorwarnung

Bei der Untersuchung der Heckkollision ohne und mit Vorwarnung wurden die verschiedenen Situationen des Aufpralls miteinander verglichen. Hierbei wurde untersucht, ob sich die Reflexdetektion, die Reflexzeiten oder die Integrale während der Situationen des Aufpralls veränderten.

5.5.1 Reflexdetektion

Es wurde verglichen wie sich die Reflexdetektion über die Situationen während der verschiedenen Heckkollisionen ohne und mit Vorwarnung verhielt. In Abbildung 5.12 ist die Detektion der einzelnen Methoden in Prozent dargestellt, abhängig von der jeweiligen Situation des Aufpralls. Bei 12 Muskeln und 32 Probanden waren pro Situation 384 detektierbare Reflexe pro Methode möglich. Die meisten Reflexe wurden bei fast allen Methoden in der ersten Situation (Aufprall unbekannt) ermittelt, wo der Aufprall noch unerwartet für den Probanden kam. Als einzige Ausnahme erschien die Methode „5 SD“, hier wurden die meisten Reflexe in Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) detektiert.

Die meisten Reflexe detektierte der optimierte Wert mit 99,74 % in der ersten Situation (Aufprall unbekannt). Dieser fiel jedoch stetig und in der vierten Situation (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) ermittelte er nur noch 66,15 % der möglichen Reflexe. Die wenigsten Reflexe detektierte die Methode „10 Max“ in der vierten Situation (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) mit 22,14 % der möglichen detektierbaren Reflexe. In Situation eins (Aufprall unbekannt) ermittelte diese Methode zwar auch mehr Reflexe aber lediglich nur 77,34 %. Die Methoden unterschieden sich jedoch nicht signifikant voneinander ($p=0,068$).

Beim Vergleich der Situationen zeigte sich ein Abfall der detektierbaren Reflexe. Dieser Abfall konnte von Situation eins (Aufprall unbekannt) zu Situation zwei (Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung) festgestellt werden ($p=0,012$) und von Situation drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) zu Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) ($p=0,025$). Außerdem unterschieden sich alle

anderen Situationen in der Anzahl der detektierten Reflexe im Vergleich zu Situation eins (Aufprall unbekannt) (Situation 1 und 3, $p=0,012$; Situation 1 und 4, $p=0,017$).

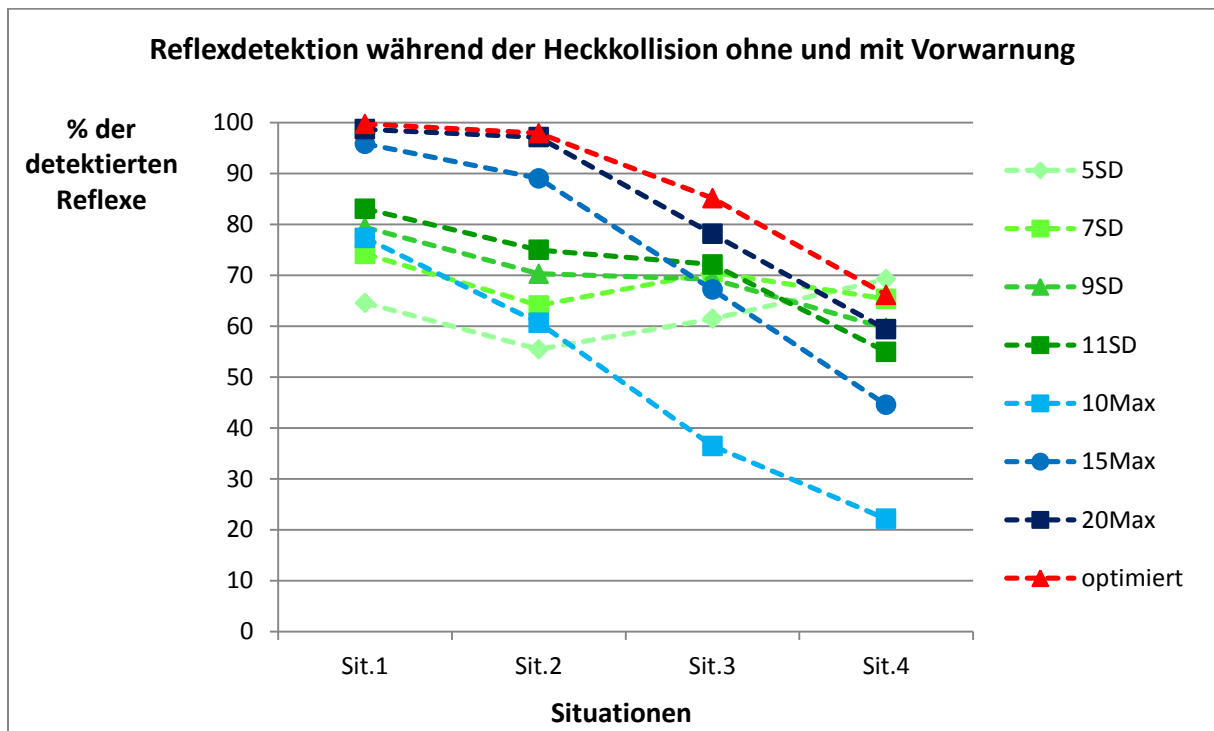


Abbildung 5.12

Vergleich der detektierbaren Reflexe in den verschiedenen Situationen des Aufpralls, für die jeweils angewandte Detektionsart (SD = von Standardabweichung ausgehend, Max = vom Maximum ausgehend, optimiert = optimierter Wert). Sit.1 = Aufprall unbekannt; Sit.2 = Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung; Sit.3 = Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung; Sit.4 = Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung.

5.5.2 Reflexzeiten

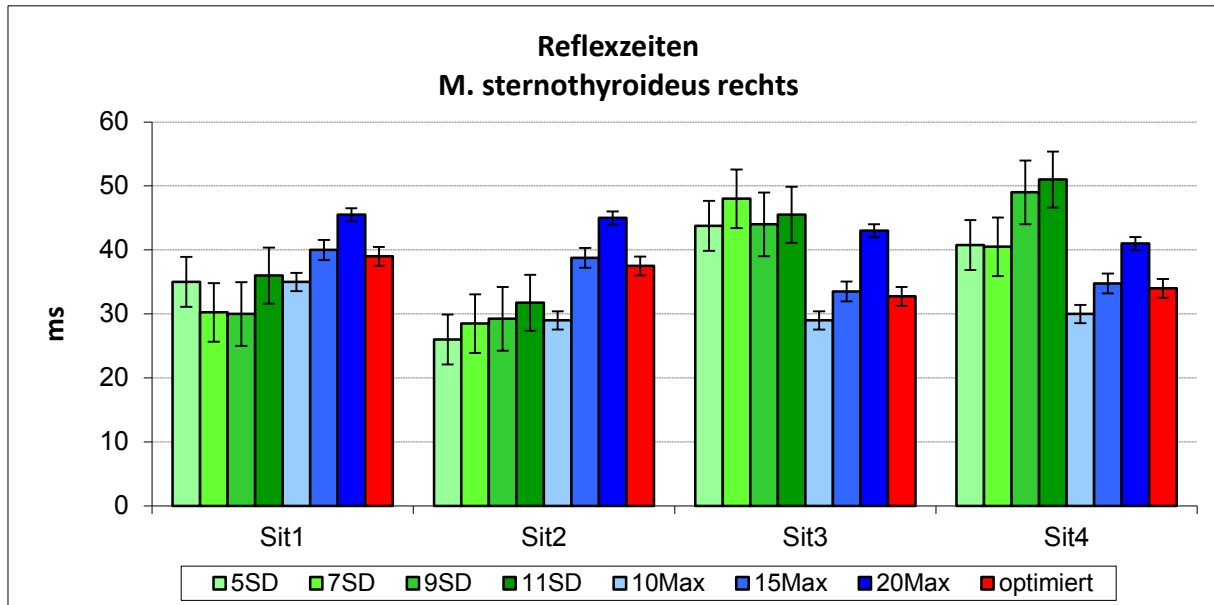
Es wurde verglichen, wie sich die Reflexzeiten über die Situationen während der verschiedenen Heckkollisionen ohne und mit Vorwarnung verhielten. In Abbildung 5.13 ist als Beispiel für die vordere Halsmuskulatur der M. sternothyroideus rechts mit seinen jeweiligen Reflexzeiten dargestellt.

Betrachtet man zunächst die Detektion nach „SD“ so fällt auf, dass die Reflexzeit zunächst von der ersten Situation (Aufprall unbekannt) auf die zweite Situation (Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung) kürzer wurde (bei 11SD, $p=0,01$). Je nach Multiplikator lag die Reflexzeit bei der ersten Situation (Aufprall unbekannt) zwischen 30-36 ms und in der zweiten Situation (Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung) zwischen 26-31,75 ms. In der dritten Situation

(Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) stiegen die Reflexzeiten wieder an (bei SD7, $p=0,043$; bei SD11, $p=0,048$) und lagen dann zwischen 43,75-48ms. In der vierten Situation (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) stiegen sie dann noch weiter an (bei SD7, $p=0,026$; bei SD9, $p=0,033$) und erreichte Maximalwerte zwischen 40,5-51 ms. Somit ist die Reflexzeit des M. sternothyroideus rechts bei der Reflexdetektion nach „SD“ abhängig von der jeweiligen Situation während der Heckkollision.

Bei der Betrachtung der Detektion nach „Max“ hat es zunächst den Anschein als würden die Werte fallen. So lagen die Reflexzeiten bei Situation eins (Aufprall unbekannt) zwischen 35-45,5 ms und in Situation zwei (Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung) betrugen sie nur noch Werte zwischen 29-45 ms. Und in Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) lagen die Werte zwischen 30-41 ms. Dies konnte jedoch nicht signifikant nachgewiesen werden ($p>0,05$). Somit ist die Reflexzeit des M. sternothyroideus rechts bei der Reflexdetektion nach „Max“ unabhängig von der jeweiligen Situation während der Heckkollision.

Der optimierte Wert betrug in Situation eins (Aufprall unbekannt) 39 ms. Bis Situation drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) fiel er stetig auf 32,75 ms ab ($p=0,046$). Im Vergleich zwischen Situation eins (Aufprall unbekannt) und Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) fiel der Wert um 5 ms ($p=0,042$). Somit ist die Reflexzeit beim optimierten Wert von der jeweiligen Situation während der Heckkollision abhängig.

**Abbildung 5.13**

Mediane der Reflexzeiten des M. sternothyroideus rechts, in allen Methoden, während aller Heckkollisionen mit jeweiligem Standardfehler.

Als Beispiel für die Nackenmuskulatur wird in Abbildung 5.14 der M. erector spinae cervicale rechts veranschaulicht.

Sieht man sich zunächst die Reflexdetektion „SD“ an, so ist zu erkennen, dass die Reflexzeiten sich während der ersten drei Situationen kaum veränderten. Hier bestehen keine Unterschiede in den Reflexzeiten ($p > 0,05$). Jedoch wurden die Reflexzeiten in Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) deutlich länger und unterscheiden sich zu den anderen untersuchten Situationen. So lagen die Reflexzeiten in Situation eins (Aufprall unbekannt) zwischen 62-82,5 ms, was sich deutlich zu Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) unterscheidet (bei SD5, $p = 0,004$; bei SD7, $p = 0,004$; bei SD9, $p = 0,038$). In Situation zwei (Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung lagen) die Werte zwischen 62,5-82,5 ms, was sich wiederum zu Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) deutlich unterscheidet (bei SD5, $p = 0,004$; bei SD7, $p = 0,004$; bei SD9, $p = 0,021$). Auch die Situation drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) unterscheidet sich von Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) (bei SD5, $p = 0,005$; bei SD7, $p = 0,014$). Somit ist die Reflexzeit des M. erector spinae cervicale rechts bei der Reflexdetektion nach „SD“ abhängig von der jeweiligen Situation während der Heckkollision.

Bei der Detektion nach „Max“ waren die Unterschiede nicht so deutlich zu erkennen, aber auch hier waren Unterschiede in der Reflexzeit zwischen den Situationen erkennbar. So betrugen die Reflexzeiten in Situation eins (Aufprall unbekannt) Werte zwischen 47,25-61,5 ms und fielen dann in Situation zwei (Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung) auf Werte zwischen 38-53,25 ms (bei Max15, $p=0,004$; bei Max20 $p=0,004$). Desweiteren waren Unterschiede in den Reflexzeiten nachweisbar, beim Vergleich zwischen Situation eins (Aufprall unbekannt) und Situation drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) (bei Max15, $p=0,036$; bei Max20, $p=0,007$). Somit ist die Reflexzeit des M. erector spinae cervicale rechts bei der Reflexdetektion nach „Max“ abhängig von der jeweiligen Situation während der Heckkollision.

Auch die Reflexzeit des optimierten Wertes war von der Situation abhängig. So lag sein Wert in Situation eins (Aufprall unbekannt) bei 54,5 ms und in Situation zwei (Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung) bei 46,5 ms, er wurde somit kürzer ($p=0,004$). Vergleicht man Situation eins (Aufprall unbekannt) mit Situation drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung), wo der Wert nur noch 47 ms betrug, so wird auch hier sichtbar, dass der Reflex im Vergleich kürzer wurde ($p=0,004$).

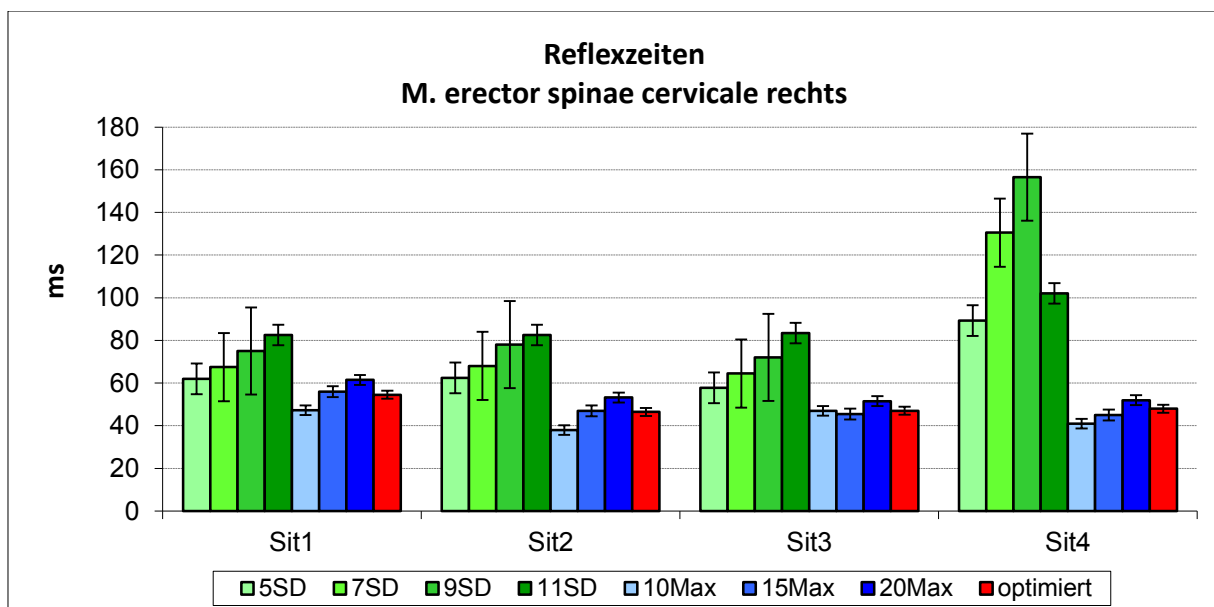


Abbildung 5.14

Mediane der Reflexzeiten des M. erector spinae cervicale rechts, in alle Methoden, während aller Heckkollisionen mit jeweiligem Standardfehler.

Bei der Betrachtung aller Muskeln war zu beobachten, dass in der Detektion nach „SD“ zunächst die Reflexe von Situation eins (Aufprall unbekannt) zu Situation zwei (Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung) kürzer wurden ($p=0,007$). Von Situation zwei (Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung) zu Situation drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) wurden sie dann wieder länger ($p=0,013$). Und zu Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) stiegen sie noch weiter an ($p=0,002$). Die Reflexzeiten der Situationen zwei, drei und vier unterschieden sich alle signifikant von der ersten Situation, in welcher der Proband noch nichts von der Situation wusste ($p<0,05$). Somit ist die Reflexzeit bei der Methode „SD“ von der jeweiligen Situation abhängig.

Betrachtet man alle Muskeln in der Detektion nach „Max“, so ist zu erkennen, dass sich die Reflexzeiten zwischen Situation eins (Aufprall unbekannt) und Situation zwei (Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung) unterscheiden ($p=0,005$). Die Reflexzeiten der Situationen zwei, drei und vier unterschieden sich alle signifikant von der ersten Situation, in welcher der Proband noch nichts von der Situation wusste ($p<0,05$). Somit sind die Reflexzeiten auch bei der Methode „Max“ von der jeweiligen Situation abhängig.

Vergleicht man die beiden Methoden der Reflexdetektion miteinander so ist zu erkennen, dass sich die Reflexzeiten beider Methoden in den ersten beiden Situationen (Aufprall unbekannt und Aufprall bekannt ohne Vorwarnung) nicht signifikant voneinander unterscheiden ($p>0,05$). In der dritten Situation (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) unterscheiden sie sich jedoch signifikant ($p=0,004$) voneinander, sowie in der vierten Situation (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) ($p=0,002$).

5.5.3 Integrale

Es wurde ferner verglichen, wie sich die Integrale über die Situationen während der verschiedenen Heckkollisionen ohne und mit Vorwarnung verhielten. In Abbildung 5.15 ist als Beispiel für die vordere Halsmuskulatur der M. sternothyroideus links mit seinen jeweiligen Integralen dargestellt.

Da mit unterschiedlichen Integrallängen gerechnet wurde, fielen die Integrale [$\mu\text{V}\cdot\text{s}$] auch unterschiedlich aus. Es ist zu erkennen, dass die Integrale sich von Situation eins (Aufprall unbekannt) zu Situation zwei (Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung) nicht signifikant veränderten ($p>0,05$). Von Situation zwei (Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung) zu Situation drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) fielen sie jedoch deutlich (bei allen Integrallängen $p<0,05$). Auch war ein deutlicher Unterschied zwischen Situation eins (Aufprall unbekannt) und Situation drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) zu sehen (bei allen Integrallängen, $p<0,05$). Von Situation drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) zu Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) veränderten sich die Integrale dann wieder nicht ($p>0,05$). Besonders deutlich wird die Abhängigkeit der Integrale beim Vergleich zwischen Situation eins (Aufprall unbekannt) und Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung). So lagen die Werte in Situation eins zwischen 10.437,72-11.253,74 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ und fielen dann auf Werte zwischen 6.470,91-8.143,49 $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ in der vierten Situation ($p<0,0001$).

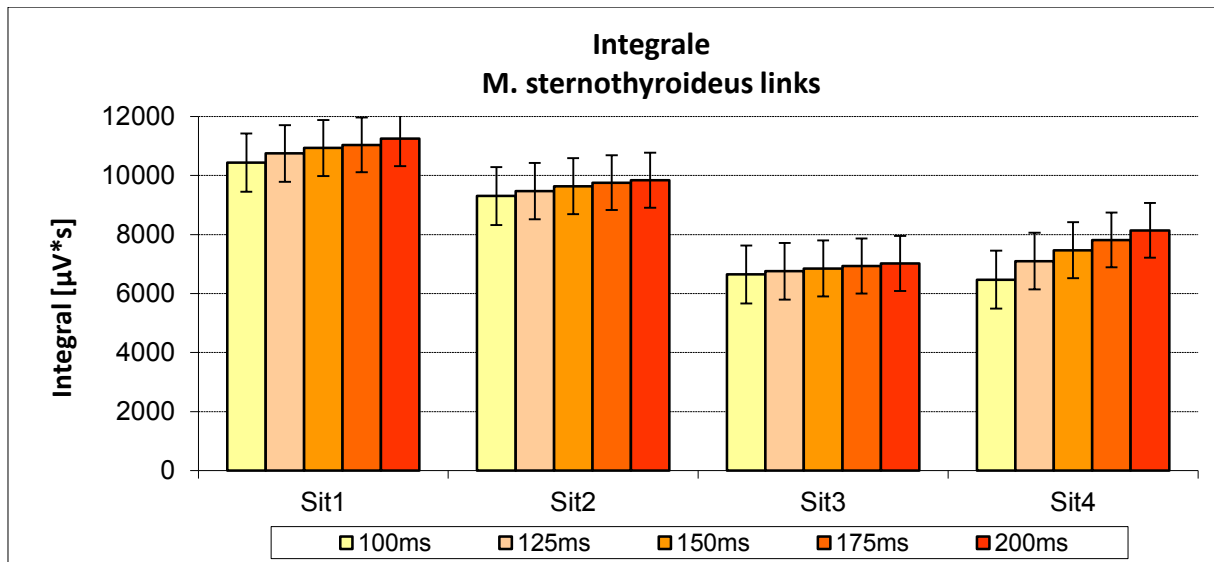


Abbildung 5.15

Integrale des M. sternothyroideus links bei verschiedenen Zeitlängen des Integrals mit jeweiligem Standardfehler.

Als Beispiel für die Nacken- und Schultermuskulatur ist in Abbildung 5.16 der M. trapezius transversus links dargestellt. Auch in diesem Muskel war ein deutlicher Abfall der Integrale von Situation eins (Aufprall unbekannt) auf Situation drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) sichtbar. Nachdem die Integrale zunächst in

Situation eins (Aufprall unbekannt) Werte zwischen 1.693,98-2.501,41 $\mu V \cdot s$ erreichten, fielen sie bis Situation drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) auf Werte zwischen 820,27-1.373,36 $\mu V \cdot s$ (bei allen Integrallängen, $p < 0,05$). In Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) war dann wieder ein Anstieg zur vorhergehenden Situation zu verzeichnen, auf Werte zwischen 1.282,19-2.176,53 $\mu V \cdot s$ (bei allen Integrallängen, $p < 0,05$).

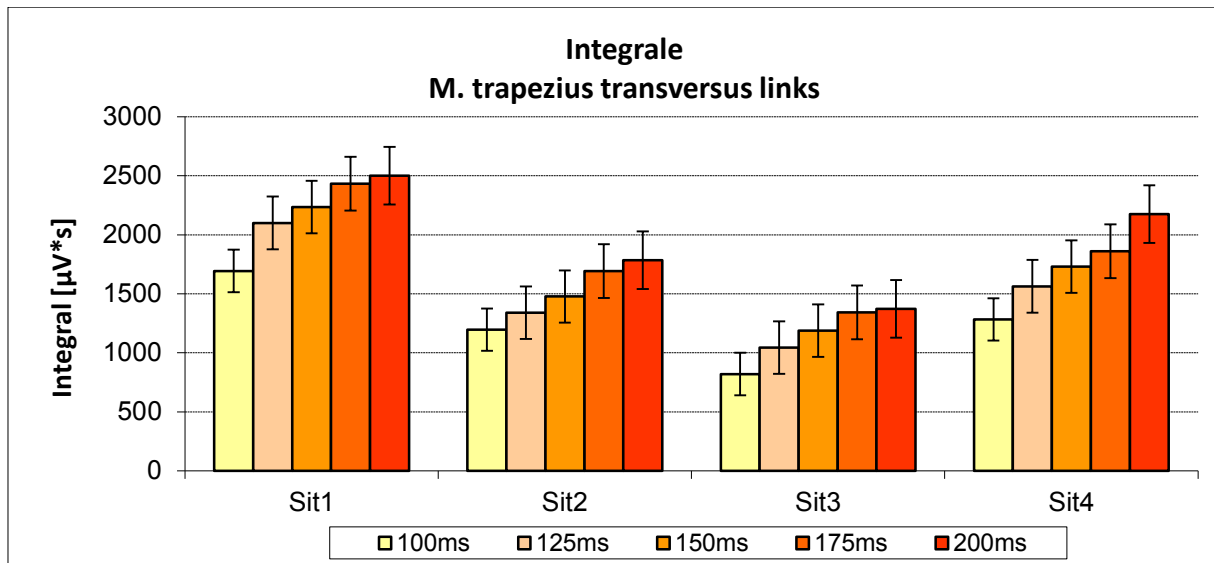


Abbildung 5.16

Integrale des M. trapezius transversus links bei verschiedenen Zeitlängen des Integrals mit jeweiligem Standardfehler.

Bei der Betrachtung aller Muskeln war zu beobachten, dass die Integrale von Situation eins (Aufprall unbekannt) zu Situation zwei (Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung) abnahmen ($p=0,01$). Auf die darauffolgende Situation drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) war wiederum ein Abfall zu verzeichnen ($p=0,002$). Ein Anstieg des Integrals von Situation drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) zu Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) war zwar in vielen Abbildungen der Muskeln sichtbar, aber nur in wenigen Muskeln wie z.B. dem M. trapezius transversus links signifikant nachweisbar ($p < 0,05$).

5.6 Zusammenfassung der Ergebnisse

Es zeigte sich ein Zusammenhang zwischen dem M. sternothyroideus links und der maximalen Muskelkraft der vorderen Halsmuskulatur ($r=-0,75$; $r^2=0,57$ bei „5 SD“) sowie zwischen der Reflexzeit des M. sternothyroideus links und der Nackenlänge ($r=-0,67$; $r^2=0,45$ bei „5 SD“).

Als ein weiterer Einflussfaktor bei einer Heckkollision zeigte sich die Vorwarnung. So unterschieden sich die Reflexzeiten der Situationen zwei (Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung), drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) und vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) alle signifikant von der ersten Situation (Aufprall unbekannt), in welcher der Proband noch nichts von der Situation wusste ($p<0,05$). Außerdem unterschieden sich die Integrale und somit der Muskelaufwand der Probanden in den Situationen zwei (Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung), drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) und vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) signifikant von der ersten Situation (Aufprall unbekannt) ($p<0,05$). So waren die Reflexzeiten der Probanden kürzer und der Muskelaufwand geringer wenn sie wussten dass es zu einem Aufprall kommen wird oder wenn sie aktiv vorgewarnt wurden.

6 Diskussion

32 freiwillige männliche Probanden wurden für die Studie untersucht und auf mögliche Korrelation zwischen anthropometrischen Faktoren sowie muskuläre Eigenschaften wie die Muskelkraft und Reflexzeiten analysiert. Außerdem wurde der Einflussfaktor der Vorwarnung auf die Reflexzeiten und die Integrale geprüft.

6.1 Methodenkritik

Die Untersuchung erfolgte ausschließlich an gesunden Probanden. Es konnten keine hohen Geschwindigkeiten bei der Kollision verwendet werden, um die Probanden nicht zu gefährden. Außerdem konnten keine verkehrstüchtigen PKWs benutzt werden, was den Vorteil gehabt hätte, eine Heckkollision realistischer simulieren zu können.

Zur Erhebung der anthropometrischen Daten wurden ein Rollmaßband, ein Messstab und eine Caliperzange verwendet. Der berechnete BMI gilt als indirekte Kenngröße der Fettmasse und ist laut WHO-Kriterien dazu geeignet Einstufungen von Untergewicht, Normalgewicht und Übergewicht zu treffen (WHO 2014). Trotz einer guten Beziehung zwischen BMI und Fettmasse kann dieser im Einzelfall ein ungenaues Maß für die Fettmasse sein. So wird bei einer größeren Muskelmasse z.B. bei Kraftsportlern ein falsch hoher Wert ermittelt, welcher zu falschen Schlussfolgerungen führt (Wirth und Hauner 2013). Die Hautfaltenmessung zur Bestimmung des Körperfettanteils ist als Praxis-Methode eine schnelle und einfach durchzuführende Methode zur Bestimmung der Fettmasse (Wirth und Hauner 2013). Sie hat den Nachteil, dass sie bei adipösen Personen ungenaue Werte ergibt. In der vorliegenden Studie wurde bei acht Probanden ein BMI $>25 \text{ kg/m}^2$ gemessen, wodurch diese laut WHO als Übergewichtig einzustufen sind. Bei diesen Probanden kann es bei der Bestimmung des Körperfettanteils durch die Hautfaltenmessung zu ungenauen Werten gekommen sein. Zur genaueren Bestimmung des Körperfettanteils stehen Methoden wie die Magnetresonanztomographie, die Magnetresonanzspektroskopie oder die Computertomographie zur Verfügung (Wirth und Hauner 2013).

Es wurden nur Männer für die Studie genommen. Frauen weisen eine frühere Muskelaktivität bei einer Heckkollision auf (Brault et al. 2000). Außerdem wird ein größerer segmentaler Winkel bei der Kopfauslenkung bei Frauen beschrieben (Stemper et al. 2003).

Daher können die beschriebenen Untersuchungsergebnisse nicht direkt auf Frauen übertragen werden. Desweiteren wurden nur junge Probanden zwischen 20 und 30 Jahren ausgewählt. In diesem Alter weisen die Probanden eine höhere Toleranz gegenüber Belastungsgeschwindigkeit, also die Änderung der Beschleunigung über die Zeit, auf. Jüngere Probanden tolerieren also größere Beschleunigungen bevor es zu Verletzungen kommt (Pintar et al. 1998). Somit können die Ergebnisse der Studie auch nicht unmittelbar auf ältere Probanden übertragen werden.

Das EMG-Signal wäre durch die Benutzung von Fine-Wire-Elektroden anstatt von Oberflächenelektroden weniger Überlappungen durch andere Muskeln ausgesetzt gewesen und hätte weniger Störungen aufgezeichnet. Dies hätte den Vorteil gehabt, dass die Reflexzeiten exakter hätten bestimmt werden können. Oberflächenelektroden haben jedoch den großen Vorteil, dass sie in ihrer Handhabung leicht anwendbar sind, sie gut durch den Probanden toleriert werden und das durch das nicht invasive Verfahren keine Schmerzen, Infektionen etc. verursacht werden.

Die Auswahl der abgeleiteten Muskeln ergab sich aus der Literaturrecherche. So wird in den meisten Studien zum Thema Heckkollision der M. sternocleidomastoideus, der M. trapezius und der M. splenius capitis abgeleitet (Ono und Kanno 1996, Panagiotacopoulos et al. 1997, Magnusson et al. 1999, Kumar et al. 2002). Dies wurde um den M. paraspinalis cervicalis, welcher auch M. erector spinae genannt wird, erweitert (Siegmond et al. 2003a, Mang et al. 2012). Außerdem wurde in der vorliegenden Arbeit der M. sternothyroideus abgeleitet. Die Auswahl der abgeleiteten Muskeln entspricht der Studie von Stadler et al. (Stadler J et al. 2012).

Bei der Reflexdetektion existiert noch kein Standardverfahren, daher wurden in dieser Arbeit verschiedene Ansätze für die Reflexdetektion erprobt. Es wurde mit den verschiedenen Ansätzen der Literatur gearbeitet und alle Ergebnisse in der jeweiligen Detektionsart dargestellt. Im späteren Vergleich der Heckkollisionen ohne und mit Vorwarnung erkennt man, dass nicht alle Detektionsarten für alle Situationen der Heckkollision gleich gut geeignet sind. Die Methode der Schwellenüberschreitung erscheint als die bessere Methode wenn der Proband vorgewarnt ist oder die Kollision erwartet, da sich hier die

Amplitudenhöhe verändert und dies die Reflexzeit bei der Methode ausgehend vom Maximum beeinflussen kann (siehe Kapitel „6.6.1 Reflexdetektion“).

6.1.1 Studiendesign

In der Studie wurde versucht, die Heckkollision so realistisch wie möglich zu simulieren. Durch die Untersuchung an lebenden Probanden ergaben sich einige Limitierungen. So konnte insbesondere keine hohe Auffahrgeschwindigkeit ausgewählt werden, da sonst eine Gefahr für die Probanden bestanden hätte. Aus ethischen Gründen wurde eine ungefährliche Geschwindigkeit von 2 km/h bestimmt. In anderen Studien wurden bereits weitaus höhere Geschwindigkeiten verwendet, um eine Heckkollision zu simulieren, ohne Verletzungen zu verursachen (Brault et al. 2000, Panagiotacopulos et al. 1997). Das Oberlandesgericht Frankfurt am Main entschied am 09.05.2011 in Bezug auf eine Schadensersatzklage bei einem Auffahrunfall, dass von einer sogenannten Harmlosigkeitsgrenze bei geringen Anstoßgeschwindigkeiten auszugehen ist. Es wird hier davon ausgegangen, dass HWS-Schleuderverletzungen auszuschließen sind, wenn die kollisionsbedingte Geschwindigkeit zwischen 5,5 und 7,5 km/h liegt (Oberlandesgericht 2011). Auch in der Studie von Elbel et al. geht man davon aus, dass eine Geschwindigkeit unter 10 km/h nicht ausreicht, um ein HWS-Verletzung zu erzeugen (Elbel et al. 2009). Es ist daher fraglich, ob die geringe Geschwindigkeit von 2 km/h ein richtiges Beschleunigungstrauma simulieren kann. Desweiteren konnte aus technischen Gründen keine Kollision mit richtigen Fahrzeugen simuliert werden. Mittels Parallelschaukel und montiertem Pkw-Sitz wurde versucht, der Situation so nah wie möglich zu kommen. Die eigentliche Kollision wurde mit einem Holzbalken simuliert. Da der Holzbalken manuell bewegt wurde, kann es hier zu Abweichungen in der Auslenkung gekommen sein und somit zu geringen Abweichungen in der Auffahrgeschwindigkeit. Es gab lediglich eine visuelle Kontrolle, dass der Holzbalken bei einer Auslenkung der Schaukel von 30 cm angehoben wurde.

Da die meisten Auffahrunfälle völlig unerwartet auftreten, wurde im Experiment dies versucht mit einzubeziehen. So wurden die Probanden vor dem Versuch nicht über die Kollision informiert. Mit dieser Methode wurde versucht, die Heckkollision realistisch zu simulieren.

Insgesamt waren trotz einiger Begrenzungen Aussagen in Bezug auf Korrelationen zwischen anthropometrischen Daten, Muskelkraft und Reflexzeiten, sowie Aussagen zur Vorwarnung möglich. Die Aussagekraft der Studie ist durch die geringe Kollisions-Geschwindigkeit in Bezug auf die Korrelationen und auf die Vorwarnung durch das Studiendesign eingeschränkt.

6.1.2 EMG

Für die Ableitung des EMGs wurden Oberflächenelektroden verwendet. Vor allem wegen der leichten Anwendung und der Komfortabilität für den Probanden erwiesen sich diese Elektroden als vorteilhaft. Jedoch ist aufgrund der engen anatomischen Verhältnisse im Bereich der Nackenmuskulatur eine Störung durch „*cross-talk*“ Phänomene nicht sicher auszuschließen (Benhamou et al. 1995). Für eine bessere und genauere Ableitung der Muskeln im Bereich von Überlagerungen und um „*cross-talk*“ Phänomene zu vermeiden, entwickelten Kramer et al. Fine-Wire-Elektroden = Feindraht-Elektroden (Kramer et al. 2003). Diese hätten im Bereich der Nackenmuskulatur bessere EMG-Signale erbracht, allerdings sind sie ein invasives Verfahren wodurch es zu Schmerzen und Infektionen kommen kann. Außerdem werden sie von Probanden schlechter toleriert und sind in ihrer Handhabung schwieriger als Oberflächenelektroden.

Desweiteren sah das Studiendesign keine Ableitung eines EKGs vor. Da die Herzaktivität jedoch als Artefakt das EMG beeinflussen kann (Konrad 2005) und im EMG sichtbar wurde, wäre eine Ableitung eines EKGs als zusätzliche Untersuchung sinnvoll gewesen. Durch die zusätzliche Ableitung eines EKGs hätten die Artefakte bei der Auswertung durch ein einfaches Verfahren rausgefiltert werden können. Bei der Auswertung des EMGs wurde daher darauf geachtet, dass der auszuwertende Bereich bei der Voraktivierung immer zwischen zwei sichtbaren EKG-Zacken lag, zusätzlich wurde ein Hochpassfilter von 65 Hz eingesetzt um EKG-Artefakte zu eliminieren.

6.1.3 Reflexdetektion

Da sich ein Reflex innerhalb von ms ereignet, ist es schwierig seinen genauen Anfang zu bestimmen. In der Literatur werden sehr verschiedene Arten der Reflexdetektion diskutiert. So gehen Brault et al. von der maximalen Amplitude aus und berechneten den Anfang des Reflexes zurück. Brault et al. setzen den Anfang des Reflexes bei 10 % des Maximums fest

(Brault et al. 2000). Andere Autoren wie z.B. Kumar et al. gehen stattdessen von der Spitze der Amplitude aus (Kumar et al. 2004). In späteren Arbeiten beschreiben Kumar et al. die Detektion ausgehend von einer Überschreitung der Grundaktivierung. Dabei definieren sie den Anfang des Reflexes bei einer Überschreitung der Grundaktivierung mit 2 % (Kumar et al. 2005). Eine andere Herangehensweise beschreiben Staude und Wolf. In ihren Arbeiten entwickelten sie einen Algorithmus zur Detektion des Reflexes. Diesem Algorithmus liegt auch die Überschreitung der Voraktivierung zugrunde, allerdings ist hier die Überschreitung an die Standardabweichung gekoppelt (Staude und Wolf 1999, Staude 2001).

Die Arbeit von Konrad beschreibt die Herangehensweise über den Schwellenwert und die des Maximums als mögliche Methode zur Reflexdetektion (Konrad 2005). Die Schwellenüberschreitung und die Methode ausgehend vom Maximum gelten beide als Verfahren zur Detektion des „onsets“, also die Zeit bis zum „anschalten“ des Muskels, welches der Reflexzeit entspricht.

Da jedoch keines dieser Verfahren als Standardverfahren in der Reflexdetektion anzusehen ist, wurden in dieser Arbeit verschiedene Ansätze für die Reflexdetektion erprobt und alle Ergebnisse in der jeweiligen Detektionsart dargestellt. Im späteren Vergleich der Heckkollisionen ohne und mit Vorwarnung erkennt man, dass nicht alle Detektionsarten für alle Situationen der Heckkollision gleich gut geeignet sind. Die Methoden unterscheiden sich nicht signifikant in der Anzahl der detektierten Reflexe voneinander ($p=0,068$). Bei einem unbekannten Aufprall sind beide Methode gleichwertig gut. Aber die Methode der Schwellenüberschreitung erscheint als die bessere Methode wenn der Proband vorgewarnt ist oder die Kollision erwartet, da sich hier die Amplitudenhöhe verändert und dies die Reflexzeit bei der Methode ausgehende vom Maximum beeinflussen kann (siehe Kapitel „6.6.1 Reflexdetektion“).

6.2 Anthropometrische Daten

Die Probanden waren alle männlich, um die bereits in anderen Studien für Auffahr-Experimente belegten Geschlechtsunterschiede auszuschließen. (Brault et al. 2000, Carlsson et al. 2012, Stemper et al. 2003). Um den Effekt des Alters (Pintar et al. 1998) gering zu halten, wurde hier auf eine geringe Altersstreuung geachtet. Vor allem unterschieden sich die Probanden stark im Körpergewicht (Minimum 65,9 kg und Maximum 116,2 kg), sowie in

ihrer Körperhöhe (Minimum 166,0 cm und Maximum 204,5 cm). In der Normalbevölkerung liegt der Mittelwert für die Körpergröße für Männer zwischen 20 und 30 Jahren bei 1,81 m, bei einem Körpergewicht von 79,3 kg (Gesundheitsberichterstattung 2009). Aus der Verteilung ergibt sich außerdem eine starke Varianz im BMI (Minimum $20,78 \frac{\text{kg}}{\text{m}^2}$ und Maximum $33,95 \frac{\text{kg}}{\text{m}^2}$). Diese Streuung beeinflusst auch den Körperfettanteil, welcher bei den Probanden stark variierte (Minimum 11,40 % und Maximum 31,08 %). Diese starken Schwankungen waren jedoch erwünscht, um deren Einfluss untersuchen zu können. Die restlichen untersuchten Parameter (Nackenzlänge, Vordere Halslänge, Halsumfang, Halsindex, Stammlänge, Kopfumfang, HFD Trizeps, HFD Subscapular, HFD Suprailliacal, HFD Kinn) unterschieden sich nur gering.

6.3 EMG-Analyse bei isometrischen Kontraktionen

Bei den Ergebnissen der EMG-Messungen bei isometrischen Kontraktionen wird unterschieden in die Subjektive Kraftmessung und die Messung mit definierten Gewichten. Zum einen wird das Verhalten von einzelnen Muskeln in den verschiedenen Situationen diskutiert und zum anderen das Verhalten von allen Muskeln in einer einzelnen Situation.

6.3.1 Subjektive Kraftmessung

Die Einschätzung der Stufen „leicht“, „mittel“ und „maximal“ scheint für die Probanden schwierig gewesen zu sein, da keine lineare Darstellung möglich ist. Man hätte erwartet, dass die Einstufung „mittel“ mit den dazugehörigen Kraftwerten in der Mitte zwischen „leicht“ und „maximal“ liegt, dies ist jedoch nicht der Fall. So erreichen die Werte für „maximal“ ca. das fünffache von den Werten „mittel“, während die Steigerung von „leicht“ zu „mittel“ lediglich ca. dem Doppelten entspricht. Jedoch ist zu erkennen, dass während aller subjektiven Kraftmessungen die Kraft der Extensoren größer ist als die der Flexoren ($p < 0,001$). Da allerdings für die weitere Betrachtung lediglich die Maximalkraft von Bedeutung ist, können die anderen Stufen der subjektiven Messung in Zukunft vernachlässigt werden.

Vergleicht man die Werte der Maximalkraft in Bauch- und Rückenlage miteinander, so ist zu erkennen, dass die Maximalkraft während der Flexion bei 63,00 N (oberes Quartil 15,4;

unteres Quartil 7,9) und in Extension bei 181,65 N (oberes Quartil 32,9; unteres Quartil 34,4) liegt. Diesen Unterschied zeigt auch die Studie von Ylinen et al. in welcher normale Probanden ohne sportlichen Hintergrund getestet werden, um eine Maximalkraft in Flexion und Extension zu ermitteln (Ylinen et al. 1999). Hierbei werden Werte ermittelt, welche mit meinen übereinstimmen (Flexion $99,0 \text{ N} \pm 44,4$ und Extension $200,3 \text{ N} \pm 61,2$).

Im Unterschied zu den EMG-Messungen der vorliegenden Arbeit bei isometrischen Kontraktionen werden in der Studie von Geary et al. Rugbyspieler untersucht (Geary et al. 2013). Hier liegen die Werte zwar deutlich höher durch die zugrunde liegenden untersuchten Probanden (Flexion $357,16 \text{ N} \pm 51,62$ und Extension $637,10 \text{ N} \pm 75,15$), jedoch zeigt sich auch hier die starke Varianz zwischen Flexion und Extension. Zusätzlich untersuchen Geary et al. die unterschiedliche Muskelkraft abhängig von der jeweiligen Spielposition. So zeigen sich hier signifikante Differenzen zwischen Abwehrspielern und Angreifern, was auf ein unterschiedliches Training zurückzuführen ist. Ein spezifisches Training der Halsmuskulatur, auch in anderen Gruppen ist also denkbar.

6.3.2 Kraftwerte und EMG-Aktivität der einzelnen Muskeln

Bei dieser Auswertung wurde jeder Muskel einzeln für sich betrachtet. Dafür wurden die Kraftwerte der subjektiven Messungen bzw. der Gewichte gegen die gemessenen EMG-Aktivitäten aufgezeichnet.

Das Signal des EMG ist zum einem von der Anzahl der rekrutierten Muskelfasern und zum anderen von der Frequenz der Aktionspotentiale abhängig (Staudenmann et al. 2010). In den meisten Modellen geht man von einem direkten Zusammenhang zwischen EMG und Muskelkraft aus. Viele Studien beschreiben einen linearen Zusammenhang innerhalb eines Muskels (Korner et al. 1984, Potvin und Brown 2004, Staudenmann et al. 2007). Es ist also davon auszugehen, dass eine höhere Beanspruchung der Muskulatur vorliegt, umso höher die Werte in der EMG-Messung sind (McGill 2004).

Betrachtet man nun die EMG-Aktivität des M. erector spinae cervicale links (Abb. 5.4) als Beispiel für die Nackenmuskulatur während der Extension, so wird deutlich, dass die höchsten EMG-Werte während der Maximalkraftmessung erzielt werden. Das war zu erwarten. Dies ist für alle gemessenen Muskeln während der Extension nachweisbar. In

dieser Situation werden alle Muskelfasern rekrutiert und die maximale Frequenz der Aktionspotentiale erreicht. Die Messung der Maximalkraft entspricht dementsprechend der größten Beanspruchung der Muskulatur. Die restlichen Messungen liegen jeweils unterhalb der EMG-Werte der Maximalkraftmessung. Somit liegt die muskuläre Beanspruchung für den M. erector spinae cervicale links während der Extension bei den untersuchten Gewichten und der anderen subjektiven Messungen unterhalb der Messung der Maximalkraft. Um die maximale Beanspruchung der Muskulatur hier zu erreichen sind somit größere Gewichte als 10 kg nötig.

Vergleicht man diese nun mit der EMG-Aktivität des M. sternothyroideus links (Abb. 5.5) als Beispiel für die vordere Halsmuskulatur während der Flexion, so fällt auf, dass sich hier die Werte des EMG's während der Messung mit den Gewichten (2,5 kg, 5 kg, 7,5 kg, 10 kg) mit den Werten für die Maximalkraft überschneiden. Dies ist für alle gemessenen Muskeln während der Flexion nachweisbar. Eine maximale Beanspruchung der Muskulatur wird in der Flexion also bereits mit diesen Gewichten erreicht und tritt somit früher auf als in der Extension.

In den Messungen in Rückenlage fällt ebenfalls auf, dass die Maximalkraft nicht die höchsten Kraftwerte ergibt, sondern die Messungen mit 7,5 kg und 10 kg. Dies ist jedoch dadurch erklärbar, dass nicht alle Probanden diese Aufgaben absolvieren konnten (Abb. 5.2). So bezieht sich der Median der Maximalkraft auf alle Probanden, der Median der angehobenen Gewichte 7,5 kg und 10 kg lediglich auf diese Probanden, welche die Aufgabe schaffen konnten und somit als stärker einzustufen sind.

Obwohl die vordere Halsmuskulatur während der Flexion, in Rückenlage, in der Maximalkraftmessung höhere EMG-Werte (308,01-476,15 rms [μ V]) aufzeichnet als die Nacken- und Schultermuskulatur während der Extension in Bauchlage, in der Maximalkraftmessung (52,74-188,36 rms [μ V]), erreichen die Extensoren deutlich größere Kraftwerte (Maximalkraft 181,65 N; oberes Quartil 58,3; unteres Quartil 34,5) im Gegensatz zu den Flexoren (Maximalkraft 63,00 N; oberes Quartil 16,1; unteres Quartil 8,0). Da bei beiden Gruppen jeweils die Maximalkraft gemessen wurde, ist davon auszugehen, dass bei beiden Gruppen alle Muskelfasern zu diesem Zeitpunkt rekrutiert waren und dass die Frequenz der Aktionspotentiale maximal war. Dies zeigt, dass auch andere Faktoren Einfluss

auf das EMG und die Kraft zu nehmen scheinen, wie die Muskellänge, die Geschwindigkeit der Muskelverkürzung, die Länge der Muskelverkürzung und die Muskelermüdung (Lind und Petrofsky 1979, Hof 1997, Welter und Bobbert 2001, Staudenmann et al. 2010). Es erscheint daher logisch, dass die Extensoren größere Kraftwerte aufweisen, da sie eine größere Länge und mehr Muskelfasern aufweisen.

6.3.3 EMG-Aktivität bei verschiedenen isometrischen Kontraktionen

Bei dieser Auswertung wurde die EMG-Aktivität jeder Situation der isometrischen Kontraktionen einzeln für sich betrachtet. Die gemessenen EMG-Aktivitäten von allen untersuchten Muskeln gibt Aufschluss darüber, welcher Muskel in welcher Situation der isometrischen Kontraktionen aktiv war.

Das OEMG wird eingesetzt um die Aktivität von oberflächlichen Muskeln zu beurteilen (McGill 2004) und um die muskuläre Beanspruchung in Bewegungsabläufen einordnen zu können (Konrad 2005). Somit kann erfasst werden, ob ein Muskel während einer Belastung aktiv ist und wie stark er aktiv ist. Vergleicht man mehrere Muskeln miteinander, kann zusätzlich bestimmt werden, welcher Muskel mehr oder weniger aktiv ist. Somit kann ermittelt werden, welche Muskeln während der Flexion und Extension des Kopfes aktiv sind.

Es konnte gezeigt werden, dass während der Flexion des Kopfes die vordere Halsmuskulatur aktiv ist, während die Nacken- und Schultermuskulatur größtenteils inaktiv ist. Dies entspricht den vorgegebenen Funktionen der Halsmuskeln in anatomischen Lehrbüchern und Studien. Die Arbeit wird somit vom M. sternothyroideus und M. sternocleidomastoideus verrichtet. Die Aktivität des EMG steigt in den Messungen bei isometrischen Kontraktionen mit zunehmendem Gewicht der Hantelscheiben an. In der vorliegenden Studie zeigt der M. sternothyroideus eine größere Aktivität als der M. sternocleidomastoideus ($p=0,012$), während in anderen Arbeiten der M. sternocleidomastoideus als stärkster Flexor geschildert wird (Sommerich et al. 2000). Durch die enge Lagebeziehung der Muskeln im Kopf-Halsbereich und den dadurch entstehenden cross-talk bei Oberflächen Elektroden kann dies nicht sicher unterschieden werden.

Während der Extension ist zu erkennen, dass der M. splenius capitis, der M. erector spinae cervicale und der M. trapezius aktiv sind. Die vordere Halsmuskulatur ist in dieser Zeit

größtenteils inaktiv. Auch in der Extension steigt die Aktivität des EMG's mit zunehmendem Gewicht an. In meiner Arbeit zeigt der M. erector spinae cervicale, der M. splenius capitis und der M. trapezius transversus die größte Aktivität während der Extension. Sie unterscheiden sich in Ihrer EMG-Aktivität nicht signifikant voneinander ($p>0,05$). Es besteht jedoch ein Unterschied zum M. trapezius descendens ($p=0,012$). Dies zeigt, dass dieser Muskel während der Extension weniger aktiv ist als die anderen Nacken- und Schultermuskeln. Dies ist mit der Literatur vereinbar (Schuldt und Harms-Ringdahl 1988, Sommerich et al. 2000). Bezüglich des M. splenius capitis ist es jedoch fraglich, ob dieser Muskel in der vorliegenden Arbeit reliabel gemessen wurde oder eher Teile des angrenzenden M. sternocleidomastoideus oder M. erector spinae cervicale. Durch die Oberflächen Elektroden und die enge Lagebeziehungen der Muskeln im Kopf- Halsbereich, wären für eine bessere Ableitung Nadelelektroden für diesen Muskel sinnvoll gewesen (Sommerich et al. 2000, Benhamou et al. 1995).

Insgesamt stimmen die abgeleiteten Werte mit der vorgegebenen Funktion der Halsmuskeln überein. Es wurden diejenigen Muskeln in Flexion und Extension ermittelt, wie sie in anatomischen Lehrbüchern und Studien vorgegeben sind. Zusätzlich ist ein Anstieg im EMG bei größerer Belastung der Muskulatur zu verzeichnen. Im Ganzen spricht dies für eine zuverlässige und verwertbare Ableitung des EMG.

6.4 EMG-Analyse während der Heckkollision

Zunächst wird die Heckkollision in Situation eins (Aufprall unbekannt) besprochen, da diese Situation eine reale Heckkollision bei einem Verkehrsunfall am ehesten simuliert. Bei dieser Situation ist der Proband noch ahnungslos und somit vollkommen unvorbereitet. Die anderen Situationen werden im Kapitel „6.6 EMG-Analyse bei Heckkollision ohne und mit Vorwarnung“, erörtert.

6.4.1 Reflexzeiten

Da mit unterschiedlichen Methoden für die Reflexdetektion gearbeitet wurde, ergeben sich in dieser Arbeit unterschiedliche Reflexzeiten. Die ermittelten Reflexzeiten beider Methoden unterscheiden sich in der ersten Situation (Aufprall unbekannt) jedoch nicht signifikant voneinander. Erst in den Versuchen mit Vorwarnung werden Unterschiede zwischen beiden

Detektionsmethoden sichtbar. Die ermittelten Reflexzeiten der vorliegenden Arbeit weichen von Ergebnissen in der Literatur teilweise stark ab.

Laut Bartels und Bartels wird ein Reflex definiert als „Ein Muskelreflex ist eine auf einen bestimmten Reiz erfolgte Kontraktion oder Erschlaffung eines ganz bestimmten Muskels oder einer Muskelgruppe.“ (Bartels und Bartels 1995). Als Eigenreflex wird ein Reflex definiert, welcher den Ursprung des Reizes als auch den Effekt des Reizes im selben Organ hervorruft. Als Beispiel kann ein Muskel zu schnell gedehnt werden, dies führt zu einer raschen Dehnung der Muskelspindeln. Dieser Reiz wiederum führt nach einer Umschaltung im Rückenmark zu einer Kontraktion dieses Muskels. Es werden Zeiten für Eigenreflexe zwischen 20-40 ms angegeben (Augustin et al. 2000) und für Fremdre reflexe bis zu 300 ms (Bartels und Bartels 1995).

Da es beim Beschleunigungstrauma zu einer plötzlichen Entschleunigung des Körpers kommt, wird die Halsmuskulatur unerwartet gedehnt. Man würde als Reaktion des Organismus also einen Reflex erwarten, welcher versuchen würde der plötzlichen Dehnung mit einer Kontraktion entgegenzuwirken. Studien zeigen, dass die EMG-Antwort hauptsächlich von den Propriozeptoren getriggert wird (Vibert et al. 2001). Man kann daher einen Eigenreflex vermuten, da der Ursprung und der Effekt wahrscheinlich im selben Organ lokalisiert sind. Somit würde man Zeiten zwischen 20-40 ms erwarten. In Tabelle 6.1 sind die Mediane der Reflexzeiten für die normalen Reflexzeiten und die gepoolten Reflexzeiten dargestellt.

Tabelle 6.1

Mediane der normalen und gepoolten Reflexzeiten (in ms) in der ersten Situation (Aufprall unbekannt). Der optimierte Wert folgt einem Algorithmus welchem die Methoden SD und Max zugrunde liegen.

	Schwellenüberschreitung (SD)	Maximum (Max)	Optimiert
Normale Reflexzeiten	30-83 ms	34-72 ms	37-65 ms
Gepoolte Reflexzeiten	25-77 ms	27-70 ms	32-48 ms

Die Reflexzeiten sind teilweise länger als 40 ms, da in dieser Darstellung auch die hintere Halsmuskulatur mit einbezogen wird. Diese reagiert jedoch später, da sie beim Bewegungsablauf bei einer Heckkollision erst später gedehnt wird. Die Betrachtung der Rangfolge der Muskeln erfolgt im nächsten Abschnitt „6.4.2 Rangfolge der Reflexe“.

Betrachtet man nur die Reflexzeiten der vorderen Halsmuskulatur (SD =30-41, Max 34-53,5) dann erfüllen diese eher die Eigenschaften eines Eigenreflexes. Da nicht festgelegt werden kann, wann die hintere Halsmuskulatur gedehnt wird, kann hier die Zeit zwischen dem Reiz und dem Effekt nicht genau festgelegt werden, sondern nur die Zeit zwischen dem Aufprall und dem Reflexbeginn.

Der Vergleich mit anderen Studienergebnissen gestaltet sich schwierig, da zum einen sehr unterschiedliche Reflexdetektionen angewendet werden und zum anderen der Ausgangspunkt der Messung sehr variabel festgelegt wird.

So beschreiben Kumar et al. Reflexzeiten für den M. sternocleidomastoideus zwischen 110-186 ms, für den M. splenius capitis zwischen 110-167 ms und für den M. trapezius zwischen 237-879 ms. Diese Zeiten erscheinen zunächst zu lang und weichen gegenüber den Studienergebnissen in dieser Arbeit, wo Werte von 30-83 ms festgestellt wurden, stark ab. Betrachtet man jedoch das Studiendesign von Kumar et al., so ist zu erkennen, dass der Ausgangspunkt der Messung nicht die eigentliche Kollision darstellt, sondern bei der Messung von der Aktivierung des Druckluft-Ausstoßkolbens ausgegangen wird. Da die Kollision jedoch später stattfindet, könnten verlängerte Reflexzeiten hierdurch erklärt werden (Kumar et al. 2002). Die genaue Art der Reflexdetektion wird nicht beschrieben, wodurch es ebenfalls zu den Abweichungen in dieser Arbeit kommen kann. In späteren Studien beschreiben Kumar et al. zusätzlich die Abhängigkeit der Reflexzeiten nicht allein von der Geschwindigkeit, sondern auch von der Beschleunigung m/s^2 . So sind die Reflexzeiten umso kürzer umso höher die Beschleunigung ist (Kumar et al. 2004, Kumar et al. 2005). Dies stellt einen zusätzlichen Einflussfaktor auf die Reflexzeiten dar.

Andere Autoren beschreiben wiederum andere Zeiten, wobei sie zum einen als Ausgangspunkt für ihre Messungen die Auslenkung des Kopfes nehmen. Sie gelangen zu deutlich kürzeren Reflexzeiten von 18,9 ms für den M. sternocleidomastoideus, 22,1 ms für den M. trapezius und 96,8 ms für den M. splenius capitis (Magnusson et al. 1999). Zum anderen nahmen sie zur Berechnung ihrer Zeiten die „*wavelet transform*“ Methode, welche in meiner Arbeit nicht durchgeführt wurde. Aus diesen Gründen kann es zu Abweichungen der Werte zwischen unseren Arbeiten kommen.

Panagiotacopulos et al. beschreiben in ihrer Studie Muskelaktivität nach 125-285 ms. Für ihre Studie wählen sie als Ausgangspunkt für ihre Messungen ebenfalls nicht die eigentliche Kollision. In ihrer Auswertung wenden sie zwei Methoden an, zum einen wieder die „*continues wavelet transform method*“ und zum anderen die „*multiresolution analysis*“ (Panagiotacopulos et al. 1997). Durch das unterschiedliche Studiendesign und die Auswertung kann diese Studie mit dem Ansatz in meiner Arbeit nicht verglichen werden.

Siegmund et al. beschreiben in ihrer Arbeit einen weiteren Weg zur Reflexdetektion mit dem Log-likelihood-ratio Algorithmus, mit welchem sie Reflexzeiten für den M. multifidus zwischen 125-160 ms detektieren (Siegmund et al. 2008). Auch hier wird wieder eine andere Auswertung als in der vorliegenden Arbeit ausgewählt, was die Ergebnisse nicht vergleichbar macht. Außerdem wird hier der M. multifidus nicht untersucht.

Vom Studiendesign her sind die Arbeiten von Mang et al. und Stadler et al. mit dem Ansatz in dieser Arbeit am ehesten vergleichbar. So detektieren Mang et al. Reflexzeiten für den M. sternocleidomastoideus mit 55 ms und Stadler et al. mit 60 ms. Beide Messungen nehmen als Ausgangspunkt ebenfalls den eigentlichen Aufprall bei der Kollision. Außerdem nutzen Mang et al. zur Detektion des Beginns des Reflexes die Methode ausgehend vom Maximum mit 10 %. Dies sieht man auch in den Werten, die sich mit meinen sehr ähneln. Da in der Arbeit von Mang et al. allerdings nur der M. sternocleidomastoideus und der M. paraspinalis cervicalis gemessen wird, ist auch hier die Aussagekraft sehr eingeschränkt (Mang et al. 2012). In der Arbeit von Stadler et al. wird zusätzlich die Zeit der Hyperextension mit etwa 150 ms angegeben. Die Aktivierung des M. sternocleidomastoideus beginnt also während der Extension des Kopfes (Stadler et al. 2010).

Wie zu sehen ist, können die meisten Studien mit einer simulierten Heckkollision bezüglich Ihrer Reflexzeiten nicht direkt verglichen werden, da es kein einheitliches Studiendesign und keine standardisierte Auswertung gibt. Da es sich bei einem Reflex um Millisekunden handelt kann es hier durch zahlreiche Einflussfaktoren, wie dem unterschiedlichem Messbeginn, unterschiedlicher Beschleunigungen oder der Reflexdetektion sehr schnell zu Abweichungen kommen.

Die berechneten Reflexzeiten werden im späteren Kapitel „6.5 Korrelationen“ mit den anthropometrischen Daten und der Kraft korreliert um zu sehen, ob ein Zusammenhang zur

Reflexzeit besteht. Außerdem wird im Kapitel „6.6 EMG-Analyse bei Heckkollision ohne und mit Vorwarnung“ diskutiert ob sich die Reflexzeiten über die Situationen der Heckkollisionen verändern.

6.4.2 Rangfolge der Reflexe

In der Rangfolge der Reflexe ist zu erkennen, welche Muskeln während der Kollision als erstes reagieren. Hier zeigt sich, dass die vordere Halsmuskulatur also der M. sternothyroideus und der M. sternocleidomastoideus als erstes reagiert. Da es im Bewegungsablauf während der Kollision zunächst zu einer Extension des Kopfes kommt, ist es physiologisch erklärbar, dass die vordere Halsmuskulatur als erstes gedehnt wird und somit auch als erstes mit einem Reflex reagiert. Als nächstes reagiert der M. splenius capitis, was zu erwarten war, da er anatomisch am Übergang zwischen der vorderen Halsmuskulatur und der Nacken- Schultermuskulatur liegt. Die längsten Reflexzeiten weist der M. erector spinae cervicale auf, sowie der M. trapezius transversus und descendens. Dies ist auch physiologisch erklärbar, da sie in der Bewegungsabfolge erst später gedehnt werden. Da es nicht zu einer zusätzlichen Flexion oder Extension kommt, dient diese Aktivierung scheinbar der Stabilisierung des Kopfes (Stadler et al. 2010).

Obwohl es sich aufgrund von unterschiedlichen Messmethoden schwierig gestaltet, die Reflexzeiten mit der Literatur zu vergleichen, müsste die Rangfolge der Reflexe in den zitierten Arbeiten die gleiche Abfolge haben wie in der vorliegenden Arbeit.

So beschreiben Kumar et al. in ihrer Studie genau die gleiche Abfolge der Reflexzeiten wie in der vorliegenden Arbeit. Auch in ihren Experimenten reagiert als erstes der M. sternocleidomastoideus, dann der M. splenius capitis und zuletzt der M. trapezius. Die restlichen Muskeln werden in ihrer Arbeit nicht untersucht (Kumar et al. 2002).

Die gleiche Reihenfolge der Reflexe beschreiben Mang et al. ebenfalls in ihrer Arbeit, soweit die identischen Muskeln dort untersucht werden. So reagiert bei ihnen ebenfalls der M. sternocleidomastoideus als erstes und dann der M. paraspinalis cervicalis (Mang et al. 2012).

Wie zu erkennen ist, stimmt die Rangfolge der Aktivität der Muskeln mit der Literatur überein. Auch wenn die Reflexzeiten aufgrund der vielen Einflussfaktoren nicht vergleichbar

sind, so zeigt die richtige Rangfolge der Reflexe jedoch an, dass die Messungen verwertbar sind.

6.4.3 Integrale

Als Integral wird die Fläche unter der gleichgerichteten EMG-Kurve bezeichnet. In der Literatur wird es auch häufig als integriertes EMG bezeichnet. Es hat den Vorteil, dass es im direkten Bezug zur Muskelkontraktion steht (Konrad 2005). In das Integral fließt sowohl die Frequenz der Aktionspotentiale als auch die Anzahl der rekrutierten Fasern ein (Lippold 1967), wodurch es dem alleinigen Amplitudenmaß überlegen ist und eine höhere Genauigkeit angibt (Merletti et al. 1990). Es wird beschrieben, dass es außerdem einen größeren linearen Zusammenhang zur Muskelkraft aufweisen soll (Solomonow et al. 1986). Das Integral kann somit mit dem Muskelaufwand gleichgesetzt werden.

In der vorliegenden Studie wurden verschiedene Integrallängen gewählt, da der Anfang der Muskelaktivität zwar zwischen 25-83 ms lag, jedoch das Ende der Muskelaktivität deutlich darüber lag. Ein kürzeres Integral weist zwar ein höheres Auflösungsvermögen auf, da jedoch kein definitives Ende für die Muskelkontraktion des Reflexes angegeben werden konnte, wurden auch längere Integrallängen ausgewählt.

In der Literatur werden in den Studien zur simulierten Heckkollision keine Angaben zu Integralen gemacht. Für die Literaturrecherche wurden Originalartikel in PubMed und Google Scholar gesucht. Dafür wurden die Suchbegriffe „*whiplash*“, „*rear-end impact*“, „*integral*“, „*ARV*“, „*area under the curve*“ und „*AUC*“ verwendet. Es ist davon auszugehen, dass Integrale in diesem Zusammenhang noch nicht untersucht wurden.

Die berechneten Integrale werden im späteren Kapitel „6.5 Korrelationen“ mit den anthropometrischen Daten und der Kraft korreliert um zu sehen, ob ein Zusammenhang zum Muskelaufwand besteht. Außerdem wird im Kapitel „6.6 EMG-Analyse bei Heckkollision ohne und mit Vorwarnung“ diskutiert ob sich der Aufwand über die Situationen der Heckkollisionen verändert.

6.5 Korrelationen

Bei den Korrelationen wurden die anthropometrischen Daten, sowie die maximale Kraft in Bauch- und Rückenlage mit den Reflexzeiten und den Integralen nach Pearson korreliert. Dies wurde auch für die gepoolten Reflexzeiten und für die gepoolten Integrale getan.

6.5.1 Reflexzeiten

Den Mechanismus des Beschleunigungstraumas beeinflussen mehrere Faktoren, eingeschlossen das Geschlecht, das Alter, die Kopfhaltung, die Vorwarnung, der Schweregrad des Aufpralls und die Anthropometrie der Beteiligten (Stemper et al. 2005b). In vielen Studien werden unterschiedliche Reflexzeiten oder Kopfauslenkungen innerhalb der Individuen beschrieben, dies wird auf individuelle Parameter der Anthropometrie zurückgeführt (Stadler J et al. 2005).

So untersuchen Vasavada et al. in ihrer Studie den Einfluss des Geschlechts auf das Beschleunigungstrauma und zeigen, dass die weiblichen Wirbelkörper schmalere sind und die Kraft der Hälse bei Frauen geringer ist (Vasavada et al. 2008). Einen geschlechtsspezifischen Unterschied zeigt sich auch in anderen Studien, so werden eine frühere Muskelaktivität sowie ein größerer segmentaler Winkel bei der Kopfauslenkung bei Frauen beschrieben. Deshalb wurden in der vorliegenden Studie nur Männer als Probanden getestet (Brault et al. 2000, Stemper et al. 2003, Carlsson et al. 2012). Einen altersspezifischen Unterschied zeigt sich in der Arbeit von Pintar et al., wo ein Effekt des Alters auf die Toleranz der Belastungsgeschwindigkeit beschrieben wird (Pintar et al. 1998). Deshalb wurde in der vorliegenden Studie auf eine geringe Streuung des Alters geachtet

Die Arbeit von Dehner et al. untersucht ob die gemessenen Anthropometrischen Daten die Kopfauslenkung während einer Kollision beeinflussen können. Sie zeigt, dass Gewicht, Größe und Thoraxumfang positiv mit der Kopfauslenkung assoziieren. Außerdem korreliert die Halslänge positiv mit dem „*neck injury criterion*“, ein berechnetes Kriterium, unter Berücksichtigung der Beschleunigung des Kopfes und des unteren Nackens. Anhand des „*neck injury criterion*“ kann das Risiko einer Verletzung abgeschätzt werden (Bostrom et al. 2000). Schlussfolgernd daraus beschreiben Dehner et al. ein erhöhtes Risiko für Individuen mit einem kleinen Kopfumfang, einem langen Hals, hohem Körpergewicht und großer

Körpergröße. Ihre Daten gründen auf der Messung von 8 Probanden, in welcher der Abstand zwischen Kopf und Kopfstütze während des Aufpralls gemessen wird (Dehner et al. 2008).

Siegmund et al. beschreiben ein größeres Verletzungsrisiko bei Frauen aufgrund geringerer Muskelkraft als Männer. Dies würde jedoch auch bedeuten, dass männliche Probanden mit einer größeren Muskelkraft während einer Kollision ein geringeres Verletzungsrisiko aufweisen müssten (Siegmund et al. 1999).

Es zeigt sich, dass Patienten mit einem Beschleunigungstrauma eine geringere Muskelkraft der Halsmuskulatur bei einer maximalen isometrischen Kontraktion aufweisen als gesunde Probanden (Pearson et al. 2009). Dies könnte die Ursache für das Beschleunigungstrauma oder die Folge des Beschleunigungstraumas sein.

In einer anderen Studie wurden in Bezug auf Kopfumfang, Halsumfang oder Halslänge keine signifikanten Unterschiede entdeckt. In einer retrospektiven Studie wurden zwei Gruppen von Patienten nach Hochgeschwindigkeitstraumata miteinander verglichen. In der einen Gruppe waren Patienten mit Halswirbelfrakturen enthalten und in der anderen Gruppe Patienten ohne solche Frakturen. Im Vergleich dieser beiden Gruppen zeigt sich ein größerer Brustumfang als ein protektiver Faktor (Harty et al. 2004). In der vorliegenden Studie zeigte sich im Bezug auf den Brustumfang keine Korrelation zu den Reflexzeiten.

Der Einfluss der Anthropometrie wurde, wie beschrieben, bereits von anderen Arbeitsgruppe untersucht, jedoch wurde dabei meist nur die Auslenkung des Kopfes berücksichtigt. Ob ein direkter Einfluss auf das EMG besteht, wurde bislang nicht untersucht.

In den vorliegenden Untersuchungen wurde der Einfluss auf das EMG und die Reflexzeiten untersucht. Es zeigt sich ein Zusammenhang zwischen dem M. sternothyroideus und der maximalen Kraft vorderen Halsmuskulatur, primär im M. sternothyroideus links, zur maximalen Kraft der vorderen Halsmuskulatur. Je größer die Kraft der Muskulatur ist, umso kürzer ist die Reflexzeit. Der Einfluss der Kraft war nach den Studienergebnissen in der Literatur zu erwarten (Siegmund et al. 1999). Um weitere Aussagen treffen zu können, muss jedoch untersucht werden, ob ein gezieltes Krafttraining der vorderen Halsmuskulatur die Reflexzeiten eines Individuums verändern kann. Hierfür müsste der Versuch mit Probanden vor und nach einem gezielten Training durchgeführt werden. Falls dies eine Veränderung

erbringen würde, wäre ein gezieltes Training eine einfach durchzuführende Prävention für das Beschleunigungstrauma.

Für den M. sternothyroideus links konnte desweiteren ein Zusammenhang zur Nackenlänge ermittelt werden. Warum die Korrelation nur auf einer Seite signifikant korrelierte, konnte nicht geklärt werden. Je länger der Nacken ist, desto schneller ist die Reflexantwort. Da eine kürzere Reflexzeit mit der Abnahme des segmentalen Winkels der Kopfauslenkung assoziiert wird (Stemper et al. 2005a), stellt ein längerer Nacken einen protektiven Faktor dar. Dies steht im Gegensatz zu den Untersuchungen von Dehner et al., die ein erhöhtes Risiko bei längerer Nackenlänge beschreiben. Die Nackenlänge ist ein nicht veränderbarer Parameter. Es bestehen keine Möglichkeit therapeutisch die Nackenlänge zu verändern.

Bei den Korrelationen ist jedoch zu bedenken, dass die verwendeten Reflexzeiten unterschiedliche Anstiegscharakteristika aufweisen könnten, was in der Detektion nicht berücksichtigt wurde. Es könnte eine initiale Schulter auftreten, welche sehr empfindlich gegenüber der Schwellenüberschreitung wäre. Die nachgewiesenen Korrelationen sind daher eher als Zwischenergebnisse zu interpretieren.

Bei beiden gefundenen Korrelationen besteht eine negative Korrelation. Umso größer der anthropometrische Faktor ist, umso kürzer ist die Reflexantwort. Jedoch ist nicht geklärt ob die verkürzte Reflexantwort prädiktiven oder schädigenden Wert hat. So müsste zusätzlich zum EMG untersucht werden, inwieweit sich die Reflexantwort auf die eigentliche Kopfauslenkung auswirkt. Hierfür könnten die Bilder der Hochgeschwindigkeitskamera in weiterführenden Arbeiten weiter ausgewertet werden.

Die anderen untersuchten Parameter zeigen keinen systemischen Zusammenhang zu den Reflexzeiten sowie zu den gepoolten Reflexzeiten.

6.5.2 Integrale

Die berechneten Integrale wurden mit den anthropometrischen Daten korreliert. Es ergeben sich keine Korrelationen ($r < 0,63$; $r^2 < 0,4$). Da die Integrale im Zusammenhang mit einer simulierten Heckkollision bisher in der Literatur nicht untersucht wurden, siehe auch Kapitel „6.4.3 Integrale“, ist es nicht möglich die Ergebnisse zu vergleichen. Es wird zunächst davon ausgegangen, dass kein Zusammenhang besteht, dies muss jedoch in weiteren Studien noch

belegt werden. Auf gleiche Weise wurden die gepoolten Integrale mit den anthropometrischen Daten korreliert. Auch hier ergeben sich keine Korrelationen ($r < 0,63$; $r^2 < 0,4$).

6.6 EMG-Analyse bei Heckkollision ohne und mit Vorwarnung

Es wurde untersucht ob sich die Reflexdetektion, die Reflexzeiten, die Integrale oder die Bilder der Hochgeschwindigkeitskamera während der Heckkollision ohne und mit Vorwarnung verändert haben. Hierbei sollte untersucht werden, inwieweit das Vorwissen des Probanden, die Vorwarnung und die bewusste Voraktivierung des Probanden dies beeinflussen.

6.6.1 Reflexdetektion

In der Literatur werden sehr verschiedene Arten der Reflexdetektion diskutiert. Da jedoch keines dieser Verfahren als Standardverfahren in der Reflexdetektion anzusehen ist, wurden in dieser Arbeit verschiedene Ansätze für die Reflexdetektion erprobt. Durch die Vorwarnung verändert sich die Amplitudenhöhe (Siegmund et al. 2003b, Siegmund et al. 2003a, Mang et al. 2012) was die Detektion der Reflexzeit bei der Methode ausgehend vom Maximum beeinflusst. Auf der anderen Seite wird die Methode der Schwellenüberschreitung von der Voraktivierung beeinflusst. Beide Detektionsarten müssen also kritisch hinterfragt werden.

In der Versuchsreihe meiner Arbeit zeigt sich, dass die Reflexdetektion, unabhängig von unterschiedlich angewandten Detektionsarten, über die verschiedenen Situationen des Aufpralls abnimmt. Die Reflexantwort war somit situationsabhängig und steht in Beziehung zur Vorwarnung und Voraktivierung. Durch die Vorerfahrung der vorherigen Versuche ist die Reflexantwort besser koordiniert und der Energieaufwand ist geringer. Carson und Riek zeigen in Ihrer Arbeit, dass der Muskeleinsatz umso besser optimiert ist, umso stärker eine Person an die Aufgabe gewöhnt ist (Carson und Riek 2001). Man kann also von einem Gewöhnungseffekt ausgehen. Durch die Vorwarnung kann sich die Muskulatur zusätzlich besser auf die Kollision einstellen und es sind weniger Reflexe detektierbar. Außerdem ist die Muskulatur durch die bewusste Voraktivierung in Situation vier (Aufprall bekannt, mit

Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) weniger dehnbar und weniger Reflexe können ausgelöst werden.

Bei näherer Betrachtung der verschiedenen Detektionsmethoden, ist zu erkennen, dass nicht alle Detektionsarten für alle Situationen während des Aufpralls gleich gut geeignet sind. In Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) kommt es durch die bewusste Voraktivierung zu einer erhöhten Grundaktivierung, diese Schwelle muss in der Detektionsmethode der Schwellenüberschreitung erst noch überschritten werden um einen Reflex detektieren zu können. Dadurch kommt es teilweise zu fehlerhaften Detektionen oder es kann gar kein Reflex detektiert werden. Daher ist die Methode nach der Schwellenüberschreitung nicht sehr gut für diese Situation (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) geeignet. Aber auch der Methode ausgehend vom Maximum fällt es schwer in Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) Reflexe zu detektieren. So detektiert die Methode „10 Max“ nur 22,14 % der möglichen Reflexe. Die Methoden „15 Max“ mit 44,53 % und „20 Max“ mit 59,38 % detektieren zwar prozentual mehr Reflexe, jedoch ist fraglich ob diese den wahren Reflex widerspiegeln. Durch die aktive Vorspannung kann es zum Verlust des Maximums kommen, was dies erklären würde. Daher ist die Methode ausgehend vom Maximum auch nicht für diese Situation (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) geeignet. Beide Methoden detektierten in Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) die wenigsten Reflexe, unterschieden sich voneinander aber nicht signifikant. Insgesamt ist es fraglich ob überhaupt Reflexe in Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) ausgelöst werden, da die Voraktivierung zu einer maximalen Kontraktion der Muskulatur führt, welche nur eine geringe Dehnung der Muskelspindeln zulässt.

Es wurden bereits mehrere Studien zur Vorwarnung durchgeführt (Kumar et al. 2000, Siegmund et al. 2003b, Stemper et al. 2006, Mang et al. 2012). Hier wird aber lediglich der Unterschied zwischen unerwarteter und erwarteter Kollision getestet, nicht ob es Unterschiede zur aktiven Voraktivierung gibt. Somit kann die Vermutung, dass bei aktiver Voraktivierung unabhängig von der Methode keine Reflexe detektierbar sind, nicht bestätigt werden.

Es wird zudem eine Veränderung der Amplituden beschrieben, wenn die Probanden vorgewarnt werden (Siegmund et al. 2003b, Siegmund et al. 2003a, Mang et al. 2012). Dabei wird beobachtet, dass die Amplituden kleiner ausfallen, wenn der Proband vorgewarnt wird. Eine veränderte Amplitude würde sich allerdings auf die Reflexdetektion bei der Methode ausgehend vom Maximum auswirken. Daher ist diese Methode nur für eine unerwartete Kollision gut einsetzbar.

Die Reflexdetektion mit der Schwellenüberschreitung scheint daher die effektivere und sicherere Methode zur Detektion zu sein. Auf ihr basiert auch der Log-likelihood-ratio Algorithmus, welcher in manchen Studien zur Reflexbestimmung verwendet wird (Stauder und Wolf 1999, Stauder 2001, Siegmund et al. 2008). Die Reflexzeiten können jedoch unterschiedliche Anstiegscharakteristika aufweisen, was in der Detektion nicht berücksichtigt wurde. Es könnte eine initiale Schulter auftreten, welche sehr empfindlich gegenüber der Schwellenüberschreitung wäre.

Die Ergebnisse beider Detektionsmethoden sind kritisch zu betrachten, da beide durch verschiedene Störfaktoren verfälscht werden können. Daher werden zukünftige Studien nötig sein, um Einflussfaktoren zu minimieren und einen Goldstandard zur Detektion von Reflexen etablieren zu können.

Da der optimierte Wert keine gemessene Größe ist, sondern aus einem Algorithmus besteht, welcher auf beiden Detektionsmethoden basiert, ist es fraglich ob dieser verwendet werden kann, auch wenn er die meisten Werte für eine Reflexdetektion in allen Situationen des Aufpralls hervorbringt.

Bei der Betrachtung der Reflexzeiten während der Heckkollision ohne und mit Vorwarnung in Kapitel „6.6.2 Reflexzeiten“ muss bedacht werden, dass die Anzahl der detektierten Reflexe bei allen Methoden über die Situationen des Aufpralls abgenommen hat.

6.6.2 Reflexzeiten

In der Versuchsreihe dieser Arbeit verändern sich die Reflexzeiten bei einer Heckkollision ohne und mit Vorwarnung. Somit sind sie von der Erwartung einer Kollision sowie von der Vorwarnung abhängig. Der Einfluss der Antizipation und der Vorwarnung wurde bereits mehrfach untersucht (Kumar et al. 2000, Kumar et al. 2004, Siegmund et al. 2003b, Stember

et al. 2006, Mang et al. 2012). Es kommt zu einer Reduzierung der Kopfauslenkung und zu einer Abnahme der Amplituden im EMG, wenn der Proband die Kollision erwartet. Die Studie von Siegmund et al. zeigt zusätzlich, dass die Reflexzeit vom M. sternocleidomastoideus 7 ms kürzer ist bei Probanden mit Vorwarnung (Siegmund et al. 2003b). Diese Verkürzung der Latenzzeit weisen auch Stadler et al. in ihrer Arbeit nach (Stadler J et al. 2004). Auch Studien mit anderen Reflexen, wie z.B. dem Blinkreflex, zeigen eine verkürzte Latenzzeit in Vorwarnungsexperimenten (Silverstein et al. 1981). Diese Ergebnisse spiegeln sich auch in meiner Studie wieder. Diese Veränderungen werden auf veränderte Membranpotentiale von sensorischen und motorischen Neuronen bei Erwartungen auf ein Ereignis zurückgeführt (Brunia 1993). Kürzere Reflexzeiten werden zudem mit einer Abnahme des segmentalen Winkels der Kopfauslenkung während einer Kollision assoziiert (Stemper et al. 2005a).

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen, dass die Reflexzeiten im Vergleich zwischen Situation eins (Aufprall unbekannt) und Situation zwei (Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung) zunächst kürzer werden, dies zeigt sich sowohl in der Detektionsmethode „SD“ wie auch in der Methode „Max“. Sie stimmen mit Ergebnissen anderer Studien überein. In Situation drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung) und Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) werden die Reflexzeiten wieder länger in der Detektionsmethode „SD“. Wohingegen sie in der Detektionsmethode „Max“ gleich bleiben. Dies kann durch die unterschiedliche Detektionsmethoden erklärt werden. Die Probanden werden in Situation drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) und Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) vor dem Aufprall gewarnt, wodurch ihre Grundaktivierung steigt, diese muss bei der Detektionsmethode nach „SD“ jedoch zunächst noch überschritten werden, was eine verzögerte Latenzzeit und eventuelle Messfehler zur Folge haben kann. Durch die erhöhte Voraktivierung wird der Reflex erst später bestimmt und die Zeiten erscheinen länger. Es ist zu erwarten, dass die Reflexzeiten auch hier kürzer sind als beim unbekannten Aufprall.

Dieses Problem tritt bei der Detektion nach „Max“ nicht auf, wodurch die Reflexzeiten in Situation drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) und Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) nicht

wieder länger werden und sich nicht von Situation zwei (Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung) unterscheiden.

Kritisch ist jedoch anzumerken, dass durch das vorliegende Studiendesign in Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) eventuell gar keine Reflexe ausgelöst werden, siehe hierzu auch Kapitel „6.6.1 Reflexdetektion“.

Ob die Kopfauslenkung aufgrund der verkürzten Reflexzeiten abnimmt, der besseren Vorbereitung und Anpassung der Muskulatur oder aufgrund eines erhöhten Grundtonus, muss in weiteren Studien noch geklärt werden. Bisherige Studien zeigen zumindest, dass die Vorwarnung einen signifikanten Einfluss auf die Kopfauslenkung hat und dass Patienten durch diese weniger Symptome und eine schnellere Heilungstendenz aufweisen (Stemper et al. 2006).

Dies spricht für die Weiterentwicklung und Verwendung von Frühwarnsystemen in Pkws. Mittlerweile gibt es etliche Fahrerwarnelemente wie z.B. Braking Guard, Fa & CMbB, CMBS, Collision Warning, AWS 4000 und viele mehr. Diese arbeiten mit verschiedenen Sinneskanälen, vor allem jedoch mit dem visuellen und auditiven Sinn. Diese Systeme warnen den Fahrer vor verschiedenen Geschehnissen, beispielsweise vor dem Verlassen der Fahrbahn, vor zu geringem Abstand zum Vorfahrenden oder vor einer drohenden Frontalkollision (Winner et al. 2012). Eines der wenigen Systeme welches auch bei einer Heckkollision schützt ist das neuentwickelte Pre-Safe® Plus von Mercedes Benz (Jordan 2013). Hierbei wird der nachfolgende Verkehr bei zu geringem Abstand durch die Warnblinkanlage gewarnt. Wie Studienergebnisse zeigen, wäre eine zusätzliche Vorwarnung der Insassen jedoch sinnvoll (Siegmond et al. 2003b, Stemper et al. 2006, Mang et al. 2012). Eine Weiterentwicklung der Frühwarnsysteme, vor allem im Hinblick auf die Heckkollision, könnte somit die Folgen eines Beschleunigungstraumas verhindern.

6.6.3 Integrale

Es konnte gezeigt werden, dass sich die Integrale bei einer Heckkollision ohne und mit Vorwarnung verändern. Somit sind sie von der Erwartung einer Kollision sowie von der Vorwarnung abhängig. Durch die mehrfache Wiederholung der Aufgabe wäre ein Gewöhnungseffekt zusätzlich denkbar.

Vergleicht man die Integrale miteinander, so fällt auf, dass die Integrale unabhängig von der Integrallänge von Situation eins (Aufprall unbekannt) zu Situation zwei (Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung) abnahmen. Auf die darauffolgende Situation drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) war wiederum ein Abfall zu verzeichnen. Ein Anstieg des Integrals von Situation drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) zu Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) war zwar in vielen Abbildungen der Muskeln sichtbar, aber nur in wenigen Muskeln wie z.B. dem M. trapezius transversus links signifikant nachweisbar. Da Integrale in diesem Zusammenhang anscheinend noch nicht ausreichend untersucht wurden, ist es nicht möglich diese Ergebnisse mit Angaben in der Literatur zu vergleichen.

Da das Integral mit dem Muskelaufwand gleichgesetzt werden kann, kann der nachgewiesene Anstieg in Situation vier (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung) beim M. trapezius transversus mit der bewussten Voraktivierung erklärt werden. Hier kommt es durch die anhaltende Muskelkontraktion zu einem größeren Aufwand der Muskulatur. Es ist anzunehmen, dass die Probanden diesen am meisten anspannten um die darauffolgende Kollision abzufangen.

Der stetige Abfall der Integrale von Situationen eins (Aufprall unbekannt) zu Situation drei (Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung) bedeutet, dass der Muskelaufwand von Situation zu Situation abnimmt. Dies kann mit der Erwartung der Kollision und der Vorwarnung zusammenhängen, da sich der Proband besser auf das Ereignis einstellen kann und er weiß, was ihn erwartet. Auch wäre es möglich, dass sich die Probanden an die Aufgabe gewöhnt haben und sich dadurch der Muskeleinsatz optimiert hat (Carson und Riek 2001). Ob für einen Gewöhnungseffekt eine viermalige Wiederholung bereits ausreicht, ist jedoch fraglich. Nichtsdestoweniger gibt es Studien, welche zeigen, dass ein Muskel effizienter arbeitet, wenn er an eine Übung gewöhnt ist (Shemmell et al. 2005). Hierfür werden verschiedene Gründe beschrieben. Zum einen konnte nachgewiesen werden, dass die kortikale Aktivität nach einem Training in dem verantwortlichen Gebiet reduziert ist und dass eine neuronale Adaptation besteht, weil eine bessere Ansteuerung von Muskelsynergismen durch Training entsteht (Carson 2006). Dies alles hat Einfluss auf die Veränderung der Muskelkoordination und könnte somit den abfallenden Muskelaufwand erklären.

Hat der Gewöhnungseffekt und das Training der Muskelkoordination tatsächlich Auswirkungen auf den Muskelaufwand, so kann dieser theoretisch als Präventionsmaßnahme eingesetzt werden. Um eine effizientere Muskelkontraktion bei gefährdeten Personen im Rahmen der Prävention zu trainieren, müsste man jedoch die Individuen mehrfachen Heckkollisionen aussetzen. Dies ist jedoch zeitlich und wirtschaftlich nicht umsetzbar.

Weitere Untersuchungen zur Frage, welche Ursachen für die gezeigten Integralveränderungen bestehen und wie diese in Bezug auf das Beschleunigungstrauma genutzt werden können, sind mithin notwendig.

6.6.4 Hochgeschwindigkeitskamera

Die Bilder der Hochgeschwindigkeitskamera wurden während des Experiments betrachtet, nicht jedoch quantitativ ausgewertet. Es lässt sich eine Abnahme der Kopfauslenkung vermuten. Diese Einschätzung der Bilder ist jedoch rein subjektiv und muss noch belegt werden. Für eine weitere Quantifizierung der Bilder, müssen diese in späteren Studien mit Hilfe von spezifischen Softwares ausgewertet werden. Bei einer genaueren Betrachtung der Bilder könnte der Effekt der Vorwarnung und der aktiven Voraktivierung auf die Kopfauslenkung zusätzlich bestimmt werden. Da der Fokus der vorliegenden Arbeit auf der Analyse des EMGs während einer simulierten Heckkollision lag und nicht auf der Analyse der Hochgeschwindigkeitskamera, wurden diese Bilder hier nicht weiter analysiert. In anderen Studien wurde der Effekt der Vorwarnung auf die Kopfauslenkung bereits bewiesen und es zeigte sich eine Abnahme der Kopfauslenkung wenn die Probanden vorgewarnt wurden (Kumar et al. 2000, Siegmund et al. 2003b, Stemper et al. 2006, Mang et al. 2012).

Eine quantitative Auswertung der Bilder würde auch eine zusätzliche Korrelationsanalyse erlauben. Hier ist bislang nicht geklärt, ob die nachgewiesenen Korrelationen nicht nur auf das EMG eine Auswirkung haben, sondern auch auf die Kopfauslenkung.

7 Schlussfolgerung

Ziel war es festzustellen, ob es anthropometrische Faktoren oder muskuläre Eigenschaften wie die Muskelkraft gibt, welche prädiktiven Wert für das zu erwartende Trauma haben können.

In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass es anthropometrische Faktoren und muskuläre Eigenschaften wie die Muskelkraft gibt, welche die EMG-Antwort der Halsmuskulatur bei einer simulierten Heckkollision beeinflussen. Es zeigt sich ein Zusammenhang zwischen der Reflexzeit des M. sternothyroideus links und der maximalen Muskelkraft der vorderen Halsmuskulatur. Eine zweite Korrelation konnte zwischen der Nackenlänge und der Reflexzeit des M. sternothyroideus links festgestellt werden. So stellen eine größere Muskelkraft der vorderen Halsmuskulatur und eine große Nackenlänge protektive Faktoren bei einer Heckkollision dar. Im Hinblick auf präventive Maßnahmen ist die Nackenlänge als Zielparameter ungeeignet, da sie ein unveränderbarer Parameter ist. Die Kraft der vorderen Halsmuskulatur könnte jedoch trainiert werden und eventuell vor Verletzungen schützen. Um den Effekt eines gezielten Krafttrainings zu bestimmen, sind weiterführende Studien notwendig.

Als ein weiterer Einflussfaktor auf das EMG während einer Kollision zeigt sich die Vorwarnung. So sind die Reflexzeiten der Probanden kürzer und der Muskelaufwand geringer, wenn bekannt war, dass es zu einem Aufprall kommen wird oder wenn die Probanden aktiv vorgewarnt wurden.

Diese Ergebnisse zeigen, dass die Weiterentwicklung und Verwendung von Frühwarnsystemen in Pkws, mit welchen die Insassen vor einer drohenden Kollision gewarnt werden könnten, zu unterstützen ist. Ob die Kopfauslenkung abnimmt aufgrund der verkürzten Reflexzeiten, der besseren Vorbereitung und Anpassung der Muskulatur oder aufgrund eines erhöhten Grundtonus, muss in weiteren Studien noch geklärt werden.

8 Literatur- und Quellenverzeichnis

- Alexander MP. 2003. The evidence for brain injury in whiplash injuries. *Pain Res Manag*, 8 (1):19-23.
- Augustin A, Lutz J, Grus F. 2000. *Physiologie für die mündliche Prüfung; Sensomotorik*. Aufl. Berlin Heidelberg: Springer.
- Bar HF, Witte HF, Pape HG, Grifka J. 1998. [Motion analysis in whiplash injuries]. *Orthopade*, 27 (12):827-833.
- Bartels H, Bartels R. 1995. *Physiologie: Lehrbuch und Atlas*. Aufl. München: Urban & Schwarzenberg.
- Basmajian JV, De Luca CJ. 1985. *Muscles alive; Their Functions Revealed by Electromyography (Fifth Edition)*. Aufl. Baltimore: Williams and Wilkins.
- Benhamou MA, Revel M, Vallee C. 1995. Surface electrodes are not appropriate to record selective myoelectric activity of splenius capitis muscle in humans. *Exp Brain Res*, 105 (3):432-438.
- Bertholon N, Robin S, LeCoz J, Potier P, Lassau J, Skalli W. 2000. Human head and cervical spine behaviour during low-speed rear-end impacts: PMHS sled tests with a rigid seat, International Research Council on the Biomechanics of Impact (IRCOBI) [Conference Paper]. Montpellier, France: September 20-22, 2000: 265-277.
- Bostrom O, Fredriksson R, Haland Y, Jakobsson L, Krafft M, Lovsund P, Muser MH, Svensson MY. 2000. Comparison of car seats in low speed rear-end impacts using the BioRID dummy and the new neck injury criterion (NIC). *Accid Anal Prev*, 32 (2):321-328.
- Bracken MB. 2000. Pharmacological interventions for acute spinal cord injury. *Cochrane Database Syst Rev*, (2):CD001046.
- Brault JR, Siegmund GP, Wheeler JB. 2000. Cervical muscle response during whiplash: evidence of a lengthening muscle contraction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15 (6):426-435.
- Brunia CH. 1993. Waiting in readiness: gating in attention and motor preparation. *Psychophysiology*, 30 (4):327-339.
- Bundesamt für Kraftfahrt 2013. Fahrzeugklassen und Aufbauarten - Zeitreihe 1955 bis 2013 http://www.kba.de/nn_191172/DE/Statistik/Fahrzeuge/Bestand/FahrzeugklassenAufbauarten/b_fzkl__zeitreihe.html.
- Bundesamt für Statistik 2014. Polizeilich erfasst Unfälle <http://www.destatis.de/DE/ZahlenFakten/Wirtschaftsbereiche/TransportVerkehr/Verkehrsunfaelle/Tabellen/PolizeilichErfassteUnfaelle.html>.
- Cagnie B, Cools A, De Loose V, Cambier D, Danneels L. 2007. Differences in isometric neck muscle strength between healthy controls and women with chronic neck pain: the use of a reliable measurement. *Arch Phys Med Rehabil*, 88 (11):1441-1445.
- Carlsson A, Siegmund GP, Linder A, Svensson MY. 2012. Motion of the head and neck of female and male volunteers in rear impact car-to-car impacts. *Traffic Inj Prev*, 13 (4):378-387.
- Carson RG. 2006. Changes in muscle coordination with training. *J Appl Physiol* (1985), 101 (5):1506-1513.
- Carson RG, Riek S. 2001. Changes in muscle recruitment patterns during skill acquisition. *Exp Brain Res*, 138 (1):71-87.

- Castro WH, Meyer SJ, Becke ME, Nentwig CG, Hein MF, Ercan BI, Thomann S, Wessels U, Du Chesne AE. 2001. No stress--no whiplash? Prevalence of "whiplash" symptoms following exposure to a placebo rear-end collision. *Int J Legal Med*, 114 (6):316-322.
- Cusick JF, Pintar FA, Yoganandan N. 2001. Whiplash syndrome: kinematic factors influencing pain patterns. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26 (11):1252-1258.
- De Luca C, Knaflitz M. 1992. *Surface Electromyography: What's New?* Aufl. Torino: CLUT: 23-38.
- Dehner C, Schick S, Arand M, Elbel M, Hell W, Kramer M. 2008. Influence of anthropometry on the kinematics of the cervical spine and the risk of injury in sled tests in female volunteers. *Accid Anal Prev*, 40 (4):1305-1312.
- Deng B, Begeman PC, Yang KH, Tashman S, King AI. 2000. Kinematics of human cadaver cervical spine during low speed rear-end impacts. *Stapp Car Crash J*, 44:171-188.
- Elbel M, Kramer M, Huber-Lang M, Hartwig E, Dehner C. 2009. Deceleration during 'real life' motor vehicle collisions - a sensitive predictor for the risk of sustaining a cervical spine injury? *Patient Saf Surg*, 3 (1):5.
- Erichsen J. 1867. *On Railway and Other Injuries of the Nervous System*. Aufl. Philadelphia: Henry C. Lea.
- Ferrari R. 2003. Myths of whiplash. *Surgeon*, 1 (2):99, 101-103.
- Gay J, Abbott K. 1953. Common whiplash injuries of the neck. *JAMA*, 152:1698-1704.
- Geary K, Green BS, Delahunt E. 2013. Intrarater reliability of neck strength measurement of rugby union players using a handheld dynamometer. *J Manipulative Physiol Ther*, 36 (7):444-449.
- Geisser ME, Ranavaya M, Haig AJ, Roth RS, Zucker R, Ambroz C, Caruso M. 2005. A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *J Pain*, 6 (11):711-726.
- Gesundheitsberichterstattung des Bundes 2009. Durchschnittliche Körpermaße der Bevölkerung http://www.gbe-bund.de/oowa921-install/servlet/oowa/aw92/dboowasys921.xwdevkit/xwd_init?gbe.isgbetol/xs_start_neu/&p_aid=3&p_aid=39124345&nummer=223&p_sprache=D&p_indsp=-&p_aid=91767797.
- Gesundheitsberichterstattung des Bundes 2013. Diagnosedaten der Krankenhäuser ab 2000 http://www.gbe-bund.de/oowa921-install/servlet/oowa/aw92/WS0100/_XWD_FORMPROC?TARGET=&PAGE=_XWD_202&OPINDEX=1&HANDLER=_XWD_CUBE.SETPGS&DATACUBE=_XWD_230&D.001=1000001&D.946=17786.
- Gleixner C, Müller M, Wirth S. 2009. *Neurologie und Psychatrie*, 7. Aufl. Aufl. Breisach am Rhein: Medizinische Verlags- und Informationsdienste.
- Grauer JN, Panjabi MM, Cholewicki J, Nibu K, Dvorak J. 1997. Whiplash produces an S-shaped curvature of the neck with hyperextension at lower levels. *Spine (Phila Pa 1976)*, 22 (21):2489-2494.
- Grifka J, Hedtmann A, Pape HG, Witte H, Bar HF. 1998. [Biomechanics of injury of the cervical spine]. *Orthopade*, 27 (12):802-812.
- Haldeman S, Carroll L, Cassidy JD, Schubert J, Nygren A, Bone, Joint Decade - Task Force on Neck P, Its Associated D. 2008. The Bone and Joint Decade 2000-2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders: executive summary. *Spine (Phila Pa 1976)*, 33 (4 Suppl):S5-7.

- Harty JA, Quinlan JF, Kennedy JG, Walsh M, O'Byrne JM. 2004. Anthropometrical analysis of cervical spine injuries. *Injury*, 35 (3):249-252.
- Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman DF, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G. 1999. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project. Aufl. Enschede: Roessingh Research and Development b.v.
- Hof A. 1997. The relationship between electromyogramm and muscle force. *Sportverletzung Sportschaden : Organ der Gesellschaft für Orthopädisch- Sportmedizin*, 11 (3):79-86.
- Jordan M. 2013, Erweitertes PRE-SAFE® in der neuen S-Klasse; Mercedes Benz Classic <http://blog.mercedes-benz-passion.com/2013/07/erweitertes-pre-safe-in-der-neuen-s-klasse/>.
- Katz B. 1921. Headrest for automobile seats and the like (Patent); United States: 1,471,168.
- Keidel M. 1998. Schleudertrauma der Halswirbelsäule. Aufl. Stuttgart: Kohlhammer.
- Klanner W, Ambos R, Paulus H. 2004. Unfallverletzungen in Fahrzeugen mit Airbag Bergisch Gladbach: Bundesanstalt für Straßenwesen.
- Knußmann R, Barlett H, Martin R. 1988. Wesen und Methoden der Anthropologie Bd.1, Teil1, Wissenschaftstheorie, Geschichte, morphologische Methoden. Aufl. Stuttgart: Fischer.
- Konrad. 2005. EMG - Fiebel, eine praxisorientierte Einführung in die kinesologische Elektromyographie. Aufl. Köln: Velamed.
- Korner L, Parker P, Almstrom C, Andersson GB, Herberts P, Kadefors R, Palmerud G, Zetterberg C. 1984. Relation of intramuscular pressure to the force output and myoelectric signal of skeletal muscle. *J Orthop Res*, 2 (3):289-296.
- Krämer J, Hasenbring M, Theodoridis T, HJ W. 2006. Bandscheibenbedingte Erkrankungen - Ursachen, Diagnose, Behandlung, Vorbeugung, Begutachtung. Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- Kramer M, Schmid I, Sander S, Hogel J, Eisele R, Kinzl L, Hartwig E. 2003. Guidelines for the intramuscular positioning of EMG electrodes in the semispinalis capitis and cervicis muscles. *J Electromyogr Kinesiol*, 13 (3):289-295.
- Kumar S, Narayan Y, Amell T. 2000. Role of awareness in head-neck acceleration in low velocity rear-end impacts. *Accid Anal Prev*, 32 (2):233-241.
- Kumar S, Narayan Y, Amell T. 2002. An electromyographic study of low-velocity rear-end impacts. *Spine (Phila Pa 1976)*, 27 (10):1044-1055.
- Kumar S, Ferrari R, Narayan Y. 2004. Electromyographic and kinematic exploration of whiplash-type rear impacts: effect of left offset impact. *Spine J*, 4 (6):656-665; discussion 666-658.
- Kumar S, Ferrari R, Narayan Y. 2005. Kinematic and electromyographic response to whiplash-type impacts. Effects of head rotation and trunk flexion: summary of research. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20 (6):553-568.
- Leitlinien. 2012. der Deutschen Gesellschaft für Neurologie, Leitlinien für Diagnostik und Therapie in der Neurologie, Beschleunigungstrauma der Halswirbelsäule Stuttgart: Thieme Verlag.
- Lind AR, Petrofsky JS. 1979. Amplitude of the surface electromyogram during fatiguing isometric contractions. *Muscle Nerve*, 2 (4):257-264.
- Lippold OCJ. 1967. Electromyography. In P.H.Venables & I.Martin, (Eds.), *Manual of psychophysiological methods* Aufl. New York: Wiley.
- Macnab I. 1964. Acceleration Injuries of the Cervical Spine. *J Bone Joint Surg Am*, 46:1797-1799.

- Magnusson ML, Pope MH, Hasselquist L, Bolte KM, Ross M, Goel VK, Lee JS, Spratt K, Clark CR, Wilder DG. 1999. Cervical electromyographic activity during low-speed rear impact. *Eur Spine J*, 8 (2):118-125.
- Mang DW, Siegmund GP, Inglis JT, Blouin JS. 2012. The startle response during whiplash: a protective or harmful response? *J Appl Physiol* (1985), 113 (4):532-540.
- McConnell WE, Howard RP, Guzman HM. 1993. Analysis of human test subject kinematic responses to low velocity rear end impacts, 37th Stapp Car Crash Conference. Society of Automotive Engineers [Conference Paper]. Warrendale, Pennsylvania: November, 1993: 21-30.
- McGill KC. 2004. Surface electromyogram signal modelling. *Med Biol Eng Comput*, 42 (4):446-454.
- Merletti R, Knaflitz M, De Luca CJ. 1990. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *J Appl Physiol* (1985), 69 (5):1810-1820.
- Mertz HJ, Patrick LM. 1967. Investigation of the kinematics of whiplash, 11th Stapp Car Crash Conference, Society of Automotive Engineers [Conference Paper]. Anaheim, California: Oktober, 10-11, 1967: 175-206.
- Oberlandesgericht. 2011. Frankfurt, Beschluss des Oberlandesgericht Frankfurt am Main vom 09.05.2011 (Az 14 U 37/11)
- Ono K, Kanno M. 1996. Influences of the physical parameters on the risk to neck injuries in low impact speed rear-end collisions. *Accid Anal Prev*, 28 (4):493-499.
- Otte A. 2009. Beschleunigungsverletzung der Halswirbelsäule; Langzeitfolgen des HWS-Schleudertraumas. Aufl. Germany: Steinkopff.
- Panagiotacopoulos ND, Lee JS, Pope MH, Magnusson ML, Wilder DG, Friesen K, Stielau W. 1997. Detection of wire EMG activity in whiplash injuries using wavelets. *Iowa Orthop J*, 17:134-138.
- Panjabi MM, Ito S, Pearson AM, Ivancic PC. 2004. Injury mechanisms of the cervical intervertebral disc during simulated whiplash. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29 (11):1217-1225.
- Pearson AM, Ivancic PC, Ito S, Panjabi MM. 2004. Facet joint kinematics and injury mechanisms during simulated whiplash. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29 (4):390-397.
- Pearson I, Reichert A, De Serres SJ, Dumas JP, Cote JN. 2009. Maximal voluntary isometric neck strength deficits in adults with whiplash-associated disorders and association with pain and fear of movement. *J Orthop Sports Phys Ther*, 39 (3):179-187.
- Penning L. 1994. Hypertranslation des Kopfes nach hinten: Teil des Schleuderverletzungsmechanismus der HWS? *Der Orthopäde*, 23:268-274.
- Pintar FA, Yoganandan N, Voo L. 1998. Effect of age and loading rate on human cervical spine injury threshold. *Spine (Phila Pa 1976)*, 23 (18):1957-1962.
- Potvin JR, Brown SH. 2004. Less is more: high pass filtering, to remove up to 99% of the surface EMG signal power, improves EMG-based biceps brachii muscle force estimates. *J Electromyogr Kinesiol*, 14 (3):389-399.
- Reuter P. 2005. Springer Wörterbuch Medizin, 2 Aufl. Heidelberg: Springer-Verlag.
- Richter M, Ferrari R, Otte D, Kuensebeck HW, Blauth M, Krettek C. 2004. Correlation of clinical findings, collision parameters, and psychological factors in the outcome of whiplash associated disorders. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 75 (5):758-764.
- Rodriguez G, Moreno LA, Blay MG, Blay VA, Fleta J, Sarria A, Bueno M, Group AV-ZS. 2005. Body fat measurement in adolescents: comparison of skinfold thickness equations with dual-energy X-ray absorptiometry. *Eur J Clin Nutr*, 59 (10):1158-1166.

- Schlammerl E. 2014. Riesenslalom-Start unwahrscheinlich, Neureuther muss Training abbrechen Berlin: Verlag Der Tagesspiegel GmbH.
- Scholten-Peeters GG, Verhagen AP, Bekkering GE, van der Windt DA, Barnsley L, Oostendorp RA, Hendriks EJ. 2003. Prognostic factors of whiplash-associated disorders: a systematic review of prospective cohort studies. *Pain*, 104 (1-2):303-322.
- Schuh K. 2011. Der Sicherheitsgurt - Lebensretter Nr. 1 Bonn: Deutscher Verkehrssicherheitsrat.
- Schuldt K, Harms-Ringdahl K. 1988. E.m.g./moment relationships in neck muscles during isometric cervical spine extension. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 3 (2):58-65.
- Severy DM, Mathewson JH, Bechtol CO. 1955. Controlled automobile rear-end collisions, an investigation of related engineering and medical phenomena. *Can Serv Med J*, 11 (10):727-759.
- Shemmell J, Tresilian JR, Riek S, Barry BK, Carson RG. 2005. Neuromuscular adaptation during skill acquisition on a two degree-of-freedom target-acquisition task: dynamic movement. *J Neurophysiol*, 94 (5):3058-3068.
- Siegmund GP, Heinrichs BE, Wheeler JB. 1999. The influence of head restraint and occupant factors on peak head/neck kinematics in low-speed rear-end collisions. *Accid Anal Prev*, 31 (4):393-407.
- Siegmund GP, Sanderson DJ, Myers BS, Inglis JT. 2003a. Rapid neck muscle adaptation alters the head kinematics of aware and unaware subjects undergoing multiple whiplash-like perturbations. *J Biomech*, 36 (4):473-482.
- Siegmund GP, Sanderson DJ, Myers BS, Inglis JT. 2003b. Awareness affects the response of human subjects exposed to a single whiplash-like perturbation. *Spine (Phila Pa 1976)*, 28 (7):671-679.
- Siegmund GP, Blouin JS, Carpenter MG, Brault JR, Inglis JT. 2008. Are cervical multifidus muscles active during whiplash and startle? An initial experimental study. *BMC Musculoskelet Disord*, 9:80.
- Silverstein LD, Graham FK, Bohlin G. 1981. Selective attention effects on the reflex blink. *Psychophysiology*, 18 (3):240-247.
- Solomonow M, Baratta R, Shoji H, D'Ambrosia RD. 1986. The myoelectric signal of electrically stimulated muscle during recruitment: an inherent feedback parameter for a closed-loop control scheme. *IEEE Trans Biomed Eng*, 33 (8):735-745.
- Sommerich CM, Joines SM, Hermans V, Moon SD. 2000. Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol*, 10 (6):377-398.
- Spitzer WO, Skovron ML, Salmi LR, Cassidy JD, Duranceau J, Suissa S, Zeiss E. 1995. Scientific monograph of the Quebec Task Force on Whiplash-Associated Disorders: redefining "whiplash" and its management. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20 (8 Suppl):1S-73S.
- Stadler J, Grassme R, Gudziol H, Scholle H. 2010. Simultane Hochgeschwindigkeits- Video- und EMG- Messung bei stoßförmiger Belastung der Halswirbelsäule, 16. Erfurter Tage - Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen [Conference Paper]. Erfurt: Dezember, 4-5, 2009.
- Stadler J, Biedermann F, Grassme R, Gudziol H, HC S. 2004. Muskelaktivierungsmuster im Halsbereich bei simuliertem Auffahrunfall, 10. Erfurter Tage, Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen [Conference Paper]. Erfurt: Dezember, 5-6, 2003.
- Stadler J, Graßme R, Biedermann F, Gudziol H, HC S. 2005. Vergleich der Muskelaktivierung des Musculus trapezius und des Musculus sternocleidomastoideus bei simuliertem

- Auffahrunfall, 11. Erfurter Tage, Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen [Conference Paper]. Erfurt: Dezember, 5-6, 2004.
- Stadler J, Grassme R, Raven A, Faenger B, Gudziol H, HC S. 2012. Stoßförmige Belastung der Halswirbelsäule - Ergebnisse einer Bewegungsanalyse mittels Hochgeschwindigkeitsvideokamera, 18. Erfurter Tage, Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen [Conference Paper]. Erfurt: Dezember, 2-3, 2011.
- Stauder G, Wolf W. 1999. Objective motor response onset detection in surface myoelectric signals. *Med Eng Phys*, 21 (6-7):449-467.
- Stauder GH. 2001. Precise onset detection of human motor responses using a whitening filter and the log-likelihood-ratio test. *IEEE Trans Biomed Eng*, 48 (11):1292-1305.
- Staudenmann D, Roeleveld K, Stegeman DF, van Dieen JH. 2010. Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation--a tutorial and review. *J Electromyogr Kinesiol*, 20 (3):375-387.
- Staudenmann D, Potvin JR, Kingma I, Stegeman DF, van Dieen JH. 2007. Effects of EMG processing on biomechanical models of muscle joint systems: sensitivity of trunk muscle moments, spinal forces, and stability. *J Biomech*, 40 (4):900-909.
- Stemper BD, Yoganandan N, Pintar FA. 2003. Gender dependent cervical spine segmental kinematics during whiplash. *J Biomech*, 36 (9):1281-1289.
- Stemper BD, Yoganandan N, Rao RD, Pintar FA. 2005a. Reflex muscle contraction in the unaware occupant in whiplash injury. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30 (24):2794-2798; discussion 2799.
- Stemper BD, Yoganandan N, Rao RD, Pintar FA. 2005b. Influence of thoracic ramping on whiplash kinematics. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20 (10):1019-1028.
- Stemper BD, Yoganandan N, Cusick JF, Pintar FA. 2006. Stabilizing effect of precontracted neck musculature in whiplash. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31 (20):E733-738.
- Suissa S, Harder S, Veilleux M. 2001. The relation between initial symptoms and signs and the prognosis of whiplash. *Eur Spine J*, 10 (1):44-49.
- Szabo TJ, Welcher J. 1996. Human subject kinematics and electromyographic activity during low speed rear-end impact, 40th Stapp Car Crash Conference, Society of Automotive Engineers [Conference Paper]. Albuquerque, New Mexico: November, 4-6, 1996; 295-315.
- Tennynson SA, Mital NK, King AI. 1977. Electromyographic signals of the spinal musculature during +Gz impact acceleration. *Orthop Clin North Am*, 8 (1):97-119.
- Thomann KD, Rauschmann M. 2004. [Whiplash injury and "railway spine"]. *Versicherungsmedizin*, 56 (3):131-135.
- Thomas D, Jessop M. 1983. *Experimental head and neck injury*. Aufl. Springfield, IL: Charles C Thomas.
- Vasavada AN, Danaraj J, Siegmund GP. 2008. Head and neck anthropometry, vertebral geometry and neck strength in height-matched men and women. *J Biomech*, 41 (1):114-121.
- Verhagen AP, Scholten-Peeters GG, van Wijngaarden S, de Bie RA, Bierma-Zeinstra SM. 2007. Conservative treatments for whiplash. *Cochrane Database Syst Rev*, (2):CD003338.
- Vibert N, MacDougall HG, de Waele C, Gilchrist DP, Burgess AM, Sidis A, Migliaccio A, Curthoys IS, Vidal PP. 2001. Variability in the control of head movements in seated humans: a link with whiplash injuries? *J Physiol*, 532 (Pt 3):851-868.

- Vollmar J. 1957. die typischen Verletzungen des Auto- und Motorradfahrers. Langenbeck's Archives of Surgery, 286:54-90.
- Welter TG, Bobbert MF. 2001. During slow wrist movements, distance covered affects EMG at a given external force. Motor Control, 5 (1):50-60.
- West DH, Gough JP, Harper GTK. 1993. Low speed rear-end collision testing using human subjects. Acc Reconstr J, 5:22-26.
- WHO 2014 World Health Organization; BMI classification http://apps.who.int/bmi/index.jsp?introPage=intro_3.html.
- Winner H, Hakuli S, Wolf G. 2012. Handbuch Fahrerassistenzsysteme; Grundlagen, Komponenten und Systeme für aktive Sicherheit und Komfort. 2. Aufl. Aufl. Springer Vieweg.
- Winter DA. 1990. Biomechanics and Motor Control of Human Gait. Aufl. New York: John Wiley & Sons.
- Wirth A, Hauner H. 2013. Adipositas; Ätiologie, Folgekrankheiten, Diagnostik, Therapie. Aufl. Berlin Heidelberg: Springer.
- Wolfram H. 2010. Verkehrsexperten informieren, Fahrzeuginsassen richtig sichern München: ADAC e.V.
- Ylinen JJ, Rezasoltani A, Julin MV, Virtapohja HA, Malkia EA. 1999. Reproducibility of isometric strength: measurement of neck muscles. Clin Biomech (Bristol, Avon), 14 (3):217-219.
- Yoganandan N, Cusick JF, Pintar FA, Rao RD. 2001. Whiplash injury determination with conventional spine imaging and cryomicrotomy. Spine (Phila Pa 1976), 26 (22):2443-2448.

9 Anhang

9.1 Messprotokoll Anthropometrie

Anthropometrie			
Name:		Datum:	
Alter:		Nr.:	
Körpergewicht	kg		
Körperhöhe	cm		
BMI			
Ohrhöhe	cm		
Halswirbelhöhe C7	cm		
Nackenlänge	cm		
Obere Brustbeinhöhe	cm		
Kinnhöhe	cm		
Vordere Halslänge	cm		
Vordere Halslänge	cm		
Halsumfang	cm		
Halsindex			
Stammlänge	cm		
Kopfumfang	cm		
HFD Trizeps	mm	mm	mm
HFD Subscapular	mm	mm	mm
HFD Hüfte	mm	mm	mm
HFD Kinn	mm	mm	mm
Körperfettanteil			

9.2 Messprotokoll EMG-Messung bei isometrischen Kontraktionen

Isometrische Kontraktionen		
Name:	Datum:	
Alter:	Nr.:	
	Roh-Daten EMG file	Besonderheiten
Mit Kraftsensor Geringe Stärke, In Rückenlage		
Mit Kraftsensor Mittlere Stärke, In Rückenlage		
Mit Kraftsensor Maximale Stärke, In Rückenlage		
Kopf heben Ohne Gewicht, In Rückenlage		
Kopf heben Mit 2,5 kg, In Rückenlage		
Kopf heben Mit 5 kg, In Rückenlage		
Kopf heben Mit 7,5 kg, In Rückenlage		
Kopf heben Mit 10 kg, In Rückenlage		
Mit Kraftsensor Geringe Stärke, In Bauchlage		
Mit Kraftsensor Mittlere Stärke, In Bauchlage		
Mit Kraftsensor Maximale Stärke, In Bauchlage		
Kopf heben Ohne Gewicht, In Bauchlage		
Kopf heben Mit 2,5 kg, In Bauchlage		
Kopf heben Mit 5 kg, In Bauchlage		
Kopf heben Mit 7,5 kg, In Bauchlage		
Kopf heben Mit 10 kg, In Bauchlage		

9.3 Messprotokoll EMG-Messung während der Heckkollision

Heckkollision		
	Roh-Daten EMG file	Besonderheiten
Einfaches Schaukeln Auslenkung 60° Auslenkung 30°		

Schaukeln, Aufprall unbekannt		
Schaukeln, Aufprall bekannt, ohne Vorwarnung		
Schaukeln, Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, ohne bewusste Voraktivierung		
Schaukeln, Aufprall bekannt, mit Vorwarnung, mit bewusster Voraktivierung		

9.4 Tabellen Reflexzeiten

Tabelle 9.1

Mediane der Reflexzeiten (in ms) der einzelnen Muskeln, in jeder Reflexdetektion und in der jeweiligen Situation während des Aufpralls.

Situation 1	5SD	7SD	9SD	11SD	10Max	15Max	20Max	optimiert
stThyrL	30,75	35	37,25	41	36,5	39	53,5	38,75
stThyrR	35	30,25	30	36	35	40	45,5	39
sterCIL	30,5	40,5	39,5	43,5	34	43,5	48,5	42,5
sterCIR	31,5	33,25	36	40,25	36,5	38	48,25	37,25
splCapL	36,5	45	48,5	50	41,5	51	54,75	50,25
splCapR	43,25	49	48	50,75	41	49,5	59,5	49
ErcSpCL	59	63	70,5	76,5	38,25	49,5	58,25	49,5
ErcSpCR	62	67,5	75	82,5	47,25	56	61,5	54,5
trpDscL	47,75	57	68,5	68,5	52,5	67	72	64,75
trpDscR	50,75	59,75	65,25	68	51,75	62	70,5	61,75
trpTrnL	49,25	59,5	64,5	74,5	50,5	56,5	68,5	56
trpTrnR	66,5	73	73,5	75	45,5	57,5	67,25	57,5
Situation 2	5SD	7SD	9SD	11SD	10Max	15Max	20Max	optimiert
stThyrL	37,25	45,5	26,75	35,5	28	41,75	46,5	40,25
stThyrR	26	28,5	29,25	31,75	29	38,75	45	37,5
sterCIL	34,5	30,5	33	32,75	27,5	41,25	46,5	40
sterCIR	29,5	33,25	35,5	27	29	33,5	44	32
splCapL	38,5	42,5	48,5	49,5	34,5	45	54	43,5
splCapR	39	42,5	43,5	49	37	41	48,75	40,5
ErcSpCL	61	63,5	66	71,5	35	45	55,25	45,25
ErcSpCR	62,5	68	78	82,5	38	47	53,25	46,5
trpDscL	52	54,5	63	68,5	43,25	48,5	61	48
trpDscR	48	56,25	59,5	70,5	37,25	46	58	45,5
trpTrnL	55	58	62,5	64,75	46,75	48,75	56,5	48,75
trpTrnR	54,25	67,5	68,5	71,75	34,25	52	59	50,5
Situation 3	5SD	7SD	9SD	11SD	10Max	15Max	20Max	optimiert
stThyrL	40,5	30,25	32	33,5	26,5	33,75	42	33
stThyrR	43,75	48	44	45,5	29	33,5	43	32,75
sterCIL	35	37	38,25	40	31,25	37	42,75	34,5
sterCIR	36,5	32,5	36,5	40,75	29,5	35	42,75	34,75
splCapL	49,5	52,5	52,75	56	27	42	46,25	42
splCapR	44,75	49	49,5	51,5	38	39	46	37

ErcSpCL	58,25	60,5	67,25	70	32	36	44,5	35,5
ErcSpCR	57,75	64,5	72	83,5	47	45,5	51,5	47
trpDscL	60,25	67	70	72,5	50,25	51,5	50,5	46
trpDscR	58,75	66,5	68	69,25	38,25	41	53,5	41
trpTrnL	66	65,75	67,75	68,5	39,5	54,5	59,5	51,5
trpTrnR	63	70	74,5	79,5	45,5	54,5	60,5	53
Situation 4	5SD	7SD	9SD	11SD	10Max	15Max	20Max	optimiert
stThyrL	40	41	43	43,5	32,25	28	43	27,5
stThyrR	40,75	40,5	49	51	30	34,75	41	34
sterCIL	46,75	51	53,75	54	30,5	35	44,5	35,5
sterCIR	36,5	43	48	51	30	33	42	34,25
splCapL	62	64	64,25	62,5	31	38	44	34,5
splCapR	66,25	69,25	66,5	73,5	33	37,75	41,5	38,25
ErcSpCL	91,5	150,5	117	89	30,5	50,75	54	53,75
ErcSpCR	89,25	130,5	156,5	102	41	45	52	48
trpDscL	75,5	75,25	80,5	82	39,5	40,5	44	40,5
trpDscR	61,75	67,75	75,25	78,5	32,5	42,5	56	47,5
trpTrnL	67	88	81,75	83,5	35,75	53,75	61	47
trpTrnR	73,25	75,5	86,5	92,75	44,5	60	55,5	51,25

Tabelle 9.2

Mediane der gepoolten Reflexzeiten (in ms) der einzelnen Muskeln, in jeder Reflexdetektion und in der jeweiligen Situation während des Aufpralls.

Situation 1	5SD	7SD	9SD	11SD	10Max	15Max	20Max	optimiert
stThyr	29,5	48	47,5	37	29,5	35,25	45	32
sterCl	25	28,25	33,25	35	27,75	34,75	44	34
splCap	46	45,5	41,5	48	32,75	40	50	39,75
ErcSpC	64	72,5	74,5	76,75	39,5	47,5	55,5	47,5
trpDsc	45,5	51,5	61	68,25	41,5	50	55,5	45,75
trpTrn	62	68	69	69,5	40	46,5	51	43
Situation 2	5SD	7SD	9SD	11SD	10Max	15Max	20Max	optimiert
stThyr	44,75	37	44	43,75	30,75	34	40,25	33,25
sterCl	27,5	37	39	45,5	29	38,75	44,75	38,25
splCap	45,25	48	49,5	50	35,5	36,5	40,75	32,5
ErcSpC	63,5	68	69	76	51	41	45	42
trpDsc	50	68,5	70,5	71,5	47	40,75	39,5	34
trpTrn	57,75	72,5	72	71	38	49	63,5	49,5
Situation 3	5SD	7SD	9SD	11SD	10Max	15Max	20Max	optimiert
stThyr	32,5	35,5	41,25	40,5	33	41	42,5	39,5
sterCl	36	31,5	33	33	31	38,5	51	34
splCap	44,5	48,75	51	59,5	37	36	48	33,75
ErcSpC	67	73,75	73,5	75,5	40,25	37,25	48	37,5
trpDsc	55,5	62	59,5	64,5	35	43,25	54	43,25
trpTrn	59,75	63	69,5	74	45	55	47	35
Situation 4	5SD	7SD	9SD	11SD	10Max	15Max	20Max	optimiert
stThyr	38,5	42,75	49	52,25	31,75	36,5	37,5	37,5
sterCl	43,5	47,25	48,5	52,75	31	37	46	35
splCap	63	65,5	70,25	64	32,5	33	42,75	36

ErcSpC	99	153	165,75	130,5	41	45	48,5	41
trpDsc	61,5	75	78,5	70	39,5	38,5	44	40
trpTrn	57	70	81	87,25	37	41	59	41

9.5 Tabellen Integrale

Tabelle 9.3

Mediane der Integrale (in $\mu V \cdot s$) der einzelnen Muskeln, in den jeweiligen Intervallen und in der jeweiligen Situation während des Aufpralls.

Situation 1	100ms	125ms	150ms	175ms	200ms
stThyrL	10437,72	10749,75	10935,09	11041,24	11253,74
stThyrR	8492,38	8960,41	9326,42	9645,28	9966,32
sterCIL	6798,71	6964,22	7088,27	7175,85	7356,85
sterCIR	8030,48	8309,21	8400,27	8524,51	8674,79
splCapL	2257,11	2581,81	2847,88	3230,09	3495,50
splCapR	3036,34	3502,36	3669,30	3954,19	4020,69
ErcSpCL	1234,82	1432,84	1585,46	1798,51	1952,88
ErcSpCR	1075,15	1274,82	1430,66	1577,73	1704,68
trpDscL	3765,72	4068,22	4364,99	4589,64	5229,75
trpDscR	2952,15	3083,83	3198,85	3252,56	3578,15
trpTrnL	1693,98	2100,50	2236,24	2433,59	2501,41
trpTrnR	1364,68	1485,46	1577,80	1687,52	1795,25
Situation 2	100ms	125ms	150ms	175ms	200ms
stThyrL	9307,33	9472,70	9640,56	9759,08	9839,60
stThyrR	9207,71	9325,99	9658,78	9827,30	9925,55
sterCIL	6604,53	6816,51	6945,64	7003,87	7077,98
sterCIR	5949,71	6227,44	6303,11	6356,63	6548,30
splCapL	2284,20	2458,87	2593,37	2709,42	2756,55
splCapR	2498,28	2626,11	2815,52	3036,96	3109,52
ErcSpCL	1017,39	1181,26	1299,66	1403,20	1497,93
ErcSpCR	855,51	1019,48	1131,64	1301,93	1384,91
trpDscL	1918,47	2134,22	2234,12	2475,08	2811,54
trpDscR	2165,33	2335,37	2555,53	2607,64	2655,55
trpTrnL	1195,19	1339,41	1477,14	1692,55	1784,43
trpTrnR	1128,78	1207,68	1311,13	1393,15	1478,26
Situation 3	100ms	125ms	150ms	175ms	200ms
stThyrL	6646,50	6757,12	6851,93	6934,63	7016,21
stThyrR	6754,65	6857,47	6949,41	7037,76	7322,42
sterCIL	4496,41	4627,61	4686,34	5014,97	5475,31
sterCIR	4728,86	4929,34	5025,35	5223,71	5307,14
splCapL	1453,76	1611,75	1960,34	2054,18	2108,95
splCapR	1768,10	1949,93	2216,68	2285,61	2369,65
ErcSpCL	486,42	636,15	857,77	938,90	1050,49
ErcSpCR	551,93	645,07	743,85	943,60	1135,20
trpDscL	886,54	939,77	996,72	1110,66	1214,67
trpDscR	759,53	865,19	1035,39	1156,23	1310,13
trpTrnL	820,27	1044,12	1188,75	1343,05	1373,36

trpTrnR	752,78	840,30	927,38	1000,01	1060,77
Situation 4	100ms	125ms	150ms	175ms	200ms
stThyrL	6470,91	7099,57	7466,32	7814,71	8143,49
stThyrR	6357,78	6527,63	6870,96	7430,45	7717,75
sterCIL	4115,95	4223,50	4644,31	4817,12	5144,57
sterCIR	4647,67	4997,05	5462,04	5562,82	5790,60
splCapL	892,06	1044,05	1238,69	1611,12	1844,29
splCapR	1840,36	2443,42	2968,27	3254,41	3372,89
ErcSpCL	526,62	690,39	835,16	994,49	1130,25
ErcSpCR	566,45	711,04	860,60	1091,94	1309,44
trpDscL	684,74	1002,73	1177,90	1281,23	1385,44
trpDscR	918,93	1008,91	1117,86	1222,87	1395,45
trpTrnL	1282,19	1563,77	1730,59	1861,15	2176,53
trpTrnR	1266,01	1522,42	1725,19	1862,39	1994,54

Tabelle 9.4

Mediane der gepoolten Integrale (in $\mu V \cdot s$) der einzelnen Muskeln, in den jeweiligen Intervallen und in der jeweiligen Situation.

Situation 1	100ms	125ms	150ms	175ms	200ms
stThyr	9313,53	9806,80	10460,97	10726,66	10836,10
sterCI	6764,21	7117,95	7369,91	7586,00	7817,07
splCap	2851,61	3026,95	3171,02	3305,37	3451,29
ErcSpC	1259,64	1435,26	1619,22	1752,79	1904,87
trpDsc	3817,76	3909,43	4216,30	4419,06	4459,22
trpTrn	1685,14	1889,39	2024,17	2216,52	2357,59
Situation 2	100ms	125ms	150ms	175ms	200ms
stThyr	8677,16	9569,72	9862,30	10008,23	10167,55
sterCI	6368,32	6470,32	6523,17	6589,59	6644,28
splCap	2315,97	2463,10	2589,55	2938,65	3063,37
ErcSpC	984,08	1099,15	1215,45	1353,30	1466,72
trpDsc	2416,82	2524,36	2573,79	2722,56	2787,17
trpTrn	1195,09	1342,24	1415,74	1510,83	1629,82
Situation 3	100ms	125ms	150ms	175ms	200ms
stThyr	6478,62	6577,95	6730,05	7319,83	7474,46
sterCI	4783,10	4905,22	4969,81	5102,68	5507,54
splCap	1618,58	1817,83	2018,23	2139,55	2227,59
ErcSpC	413,43	568,86	750,05	884,55	1033,01
trpDsc	764,84	835,62	911,84	1087,24	1187,73
trpTrn	952,00	1065,58	1154,15	1237,88	1276,98
Situation 4	100ms	125ms	150ms	175ms	200ms
stThyr	6611,18	6798,73	7040,40	7250,11	7696,42
sterCI	4536,76	4706,69	4789,30	4999,93	5253,86
splCap	1472,27	1977,27	2479,77	2638,31	2808,37
ErcSpC	510,63	810,23	962,40	1254,02	1312,70
trpDsc	903,52	1076,36	1207,22	1451,92	1737,21
trpTrn	1405,30	1658,88	1772,61	1887,38	2087,35

9.6 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Andrea Margarethe Raven

Geboren am: 20.11.1987 in Bonn

Staatsangehörigkeit: deutsch

Familienstand/ Kinder: ledig, keine Kinder

Wohnhaft in: 99099 Erfurt, Über dem Dorfe 15

Berufserfahrung

Seit 09/ 2014 Assistenzärztin in der Anästhesiologie
Helios Klinikum, Erfurt

Universitätsausbildung

12/2013 Abschluss des Studiums für Humanmedizin
Gesamtnote 2,6

08/2012- 07/2013 Praktisches Jahr

10/2007- 07/2012 Vorklinisches und klinisches Studium der Humanmedizin an der
Friedrich-Schiller-Universität Jena

Schulausbildung

07/2007 Schulabschluss: Allgemeine Hochschulreife
Gesamtnote 1,4

08/2001- 07/2007 Staatliches Gymnasium Immanuel Kant Teltow

Praktische Erfahrungen

04/2013 - 07/2013	Helios Klinikum, Erfurt PJ-Tertial in der HNO
02/2013 - 03/2013	Katholisches Krankenhaus, Erfurt PJ-Tertial in der Inneren Medizin
12/2012 - 01/2013	Manipal College of medical sciences, Pokhara, Nepal PJ-Tertial in der Inneren Medizin
08/2012 - 11/2012	Helios Klinikum, Erfurt PJ-Tertial in der Chirurgie
02/2012	Landeskrankenhaus, Bludenz, Österreich Famulatur in der Radiologie
09/2011	Universitätsklinikum, Jena Famulatur in der HNO
02/2011	Orthopädiepraxis, Zehlendorf Famulatur in der Orthopädie
07/2010	Helios Klinikum Emil von Behring, Berlin Famulatur in der Anästhesiologie
10/2009 - 07/2012	Universitätsklinikum, Jena Studentische Hilfskraft im Pflegedienst
03/2009	Bezirkskrankenhaus, Schwaz, Österreich Praktikum in der Gynäkologie
07/2008 - 10/2008	Hospital de Emergencias Jose Casimiro Ulloa, Lima, Peru Pflegepraktikum in der Chirurgie und Innere Medizin
07/2006	Evangelisches Krankenhaus Hubertus, Berlin Praktikum in der Inneren Medizin

Ort, Datum

Andrea Margarethe Raven

9.7 Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. Orlando Guntinas-Lichius für die Überlassung des Themas und für die Möglichkeit, diese Arbeit in der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde des Universitätsklinikums Jena durchführen zu können.

Danken möchte ich auch Herrn Dr. med. Gerd Fabian Volk für seine außerordentliche Hilfsbereitschaft bei der Durchführung des experimentellen Teils und für seine Betreuung während meiner Zeit als Doktorandin.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Christoph Anders und Dr. rer. nat. Roland Graßme für ihr großartiges Engagement und ihre tatkräftige Unterstützung bei meiner Doktorarbeit.

Weiter möchte ich ganz herzlich meinem Vater Hans-Joachim Raven für die Korrektur meiner Arbeit danken.

Meinen Eltern und Freunden danke ich für die liebevolle Unterstützung und ihr aufgebrachtes Verständnis zu jeder Zeit.

Zuletzt geht ein großes Dankeschön an all die Probanden meiner Studie, die sich freiwillig für die Messungen zur Verfügung gestellt haben.

9.8 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

Prof. Dr. med. Orlando Guntinas-Lichius

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Ort, Datum

Andrea Margarethe Raven

Unterschrift des Verfassers